



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**TAM KAFA VE SINIRLI ALAN IŞINLANARAK
BİRLEŞTİRİLEN KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
GÖRÜNTÜLERİNDE YAPILAN LİNEER ÖLÇÜMLERİN
DOĞRULUĞUNUN ARAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Mehmet Özgür ÖZEMRE

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Ayşe GÜLŞAHI

ANKARA 2017

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici olan, sevgisini ve desteğini her zaman hissettiğim, insani ve ahlaki değerler ile birlikte mesleki değerleri ve başarısıyla kendime örnek edindiğim, meslek hayatım boyunca birlikte çalışmak istediğim, çok sevdiğim değerli danışman hocam Prof. Dr. Ayşe GÜLŞAHI'na,

Tez çalışmamda katkısı olan, desteğini ve yardımlarını esirgemeyen sayın Doç. Dr. Serdar Uysal, Uzm. Dt. Hilal Peker Öztürk ve Uzm. Dt. Hande PAMUKÇU'ya

Uzmanlığa hazırlık döneminde bilgisinden ve tecrübelerinden faydalandığım, uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince yardımlarını esirgemeyen, sevgisini ve desteğini her daim hissettiğim değerli hocam, abim Dr. Dt. Kaan ORHAN'a

Bu süreçte sevgisini ve desteğini daima hissettiğim, tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen başta Uzm.Dt. Cansu Köseoğlu Seçgin olmak üzere tüm Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi çalışanlarına,

Üniversite yıllarımdan bu yana sevgi ve desteğiyle her zaman yanımda olan çok sevdiğim arkadaşım Dt. Perçem Samur Yıldırım ve sevimli ailesine,

Lise yıllarımdan bu yana hayatımda olan, sevgi ve desteklerini her zaman hissettiğim, sevgili dostlarım Yrd. Doç. Dr. Gediz Geduk, Uğur Özlü, Koray Güleç ve Semih Can İnanır'a,

Hayatım boyunca tanıdığım ve tanıyabileceğim en mükemmel aileye sahip olduğum için başta babam Süleyman ÖZEMRE ve annem Hürriyet ÖZEMRE olmak üzere Gamze ÖZEMRE GÖKSUN, Özge ÖZEMRE ERDEMİR, Tuncay ERDEMİR ve Yaşar Erman GÖKSUN'a

Ailemizin en küçüğü olma ünvanını elimden alan, daha önce hiç hissetmediğim duygular hissettiren, dünyalar tatlısı biricik yeğenim Barış Ateş GÖKSUN'a

Sevgisi ve desteğiyle her zaman yanıbaşымda olan, yaşamıma anlam katan, hayatımı paylaştığım sevgili eşim Gamze RÜZGAR ÖZEMRE ve ikinci ailem olan ailesine,

En içten teŖekkürlerimi sunarım

Bu tez alıŖması BaŖkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri AraŖtırma Kurulu tarafından onaylanmıŖtır. (Proje no: D-KA 17/08)



ÖZET

Mehmet Özgür Özemre, Tam Kafa ve Sınırlı Alan Işınlanarak Birleştirilen Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinde Yapılan Lineer Ölçümlerin Doğruluğunun Araştırılması, Başkent Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı, Uzmanlık Tezi 2017

Çalışmanın amacı, büyük FOV ve sınırlı alanlar ışınlanıp birleştirilerek elde edilen tam kafa Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntülerindeki lineer ölçümlerin doğruluğunun araştırılmasıdır.

KIBT, maksillofasiyal bölgedeki anatomik komponentlerin üç boyutlu olarak değerlendirilmesini sağlayan bir görüntüleme yöntemidir.

Günümüzde ortodontik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan lateral sefalometrik ve posteroanterior filmlerin süperpozisyon, distorsiyon, tekrarlanan çekimlerde baş pozisyonunun standardizasyonunun sağlanamaması gibi sınırlılıkları mevcuttur. KIBT'nin diş hekimliğinde kullanıma başlanmasıyla ortodontik değerlendirmelerde de kullanımı popülerlik kazanmaya başlamıştır.

KIBT sistemleri genel olarak 8-15 cm arasında değişen sınırlı bir görüntüleme alanına sahip olduğundan kraniomaksillofasiyal bölgedeki anatomik yapıları aynı anda görüntülemek mümkün değildir. Görüntüleme alanını büyütme, detayın azalmasıvecihaz üretiminde maliyetin artmasına neden olurken hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu da arttırmaktadır.

Bu çalışmada; 8 adet kuru kafanın görüntüsü, Morita (3D Accuitomo 170-Morita, Kyoto, Japan) ve I-CAT KIBT (Next Generation; Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) cihazları ile alınmıştır.Elde edilen tam kafa KIBT görüntüleri üzerinde ortodontik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan noktalar belirlenerek aralarındaki mesafeler ölçülmüştür. Ölçümler bir gözlemci tarafından yapılmış olup üç ayrı ölçüm yapılarak ortalaması alınmıştır. Daha sonra, ölçümlerin doğruluğunu test etmek amacıyla kuru kafalar üzerinde0-200 mm (0-8.0 inç) ölçme aralığı ve 0,01

mm (0,0005 inç) çözünürlükte sivri uçlu dijital kumpas (Allendale Electronics Ltd., Hertfordshire, İngiltere) yardımıyla gerçek ölçümler yapılmıştır.

Gözlemci içi uyumu değerlendirmek amacıyla, ölçümler 2 hafta sonra aynı gözlemci tarafından tekrarlanmıştır.

KIBT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçümler arası uyum sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) kullanılarak belirlenmiştir. Ayrıca gerçek ölçümler ile KIBT görüntüleri arasındaki uyum düzeyi fark ortalaması \pm standart sapmalar kullanılarak incelenmiş ve Bland-Altman uyum sınırları elde edilmiştir.

Çalışmanın sonuçları incelendiğinde hem I-CAT hem de Morita KIBT cihazıyla yapılan ölçümlerin gerçek ölçümlere çok yakın değerlerde olduğu ve aralarında yüksek veya mükemmel uyum olduğu görülmüştür. Ayrıca Morita KIBT cihazının sonuçlarının I-CAT cihazına göre biraz daha iyi olduğu belirlenmiştir. Sonuç olarak; Morita KIBT cihazının sınırlı alanları ışınlayarak birleştirme yönteminin, tam kafa görüntülerin elde edilmesinde kullanılabileceği görülse de konu ile ilgili ilave çalışmalara ve büyük dedektörlere göre radyasyon dozunun test edilerek kullanılabilirliğinin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

Anahtar kelimeler:Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, lineer ölçümler, görüntüleme alanı, ortodontik değerlendirme, kuru kafa.

Bu tez çalışması Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır. (Proje no: D-KA 17/08)

ABSTRACT

Mehmet Özgür Özemre, Investigation of the Accuracy of Linear Measurements on Full-Head and Stitching Sectional Cone Beam Computed Tomography Images, Baskent University, Faculty of Dentistry, Dentomaxillofacial Radiology, Specialty Program, Thesis, 2017

The aim of the study is to investigate the accuracy of linear measurements in full head images obtained with large FOV and obtained by irradiating limited areas.

Cone-beam computerized tomography (CBCT) can provide 3-dimensional (3D) information of the maxillofacial region.

Cephalograms have limitations such as superposition, distortion and failure to achieve standardization of head position in repeated shoots. The use of CBCT in orthodontics has begun to gain popularity with the introduction of dentistry.

Cone beam computed tomography systems in dental clinics have a limited field of view (FOV) of approximately 8 to 15 cm, which is too small to obtain an image of the entire craniomaxillofacial area. Increasing the field of view is thought to increase the dose of radiation exposed by the patient while reducing detail and increasing cost in device manufacturing

In this study; 8 dry skulls were used. The CBCT scans were obtained by Morita (3D Accuitomo 170-Morita, Kyoto, Japan) and I-CAT (Next Generation; Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) devices. Frequently used anatomical points in ortodontic evaluations were identified. Then the distances between them were measured on CBCT images. The measurements were made by an observer and three measurements were taken and averaged. The definition of the real distance between the selected points was made using a high precision digital caliper directly on the dryskulls.

To assess intraobserver agreement, measurements were repeated by the same observer after 2 weeks.

The agreement between the measurements made on the CBCT images and the real measurements was determined using the intraclass correlation coefficient (ICC). In addition, the agreement between the real measurements and the measurements on CBCT images was performed using the mean of difference + - standard deviations and the Bland-Altman limits of agreement.

As a result; it was seen that the measurements made by both I-CAT and Morita CBCT devices were very close to the real measurements and high or perfect agreement was revealed between real and CBCT measurements. It was also determined that the results of the Morita CBCT device was slightly better than those of the I-CAT device. In conclusion Although full head images obtained by Morita CBCT device has showed perfect agreement with real measurements, there is lack of information regarding stitching limited scan volume in the literature. Therefore, it is necessary to evaluate the radiation doses of stitching scan volume images compared to large scan volume images.

Key words: Cone beam computed tomography, linear measurements, field of view, ortodontic evaluations, dry skull.

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: D-KA 17/08)

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
ŞEKİLLER.....	xiii
TABLolar.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Panoramik Radyograflar.....	3
2.1.1. Panoramik radyografi endikasyonları.....	4
2.1.2. Panoramik radyografi avantajları.....	4
2.1.3. Panoramik radyografi dezavantajları.....	4
2.2. Sefalometrik Görüntüleme.....	5
2.3. Bilgisayarlı Tomografi.....	6
2.3.1 Bilgisayarlı tomografinin diş hekimliğinde kullanım alanları.....	7
2.3.2. Bilgisayarlı tomografinin avantajları.....	7
2.3.3. Bilgisayarlı tomografinin dezavantajları.....	8
2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi.....	8
2.4.1. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi sistemleri.....	9
2.4.2. KIBT avantajları.....	10
2.4.3. KIBT sınırlılıkları.....	11
2.4.3.1. Artefaktlar.....	12
2.4.3.2. Gürültü (Noise).....	14
2.4.3.3. Zayıf yumuşak doku kontrastı.....	14
2.4.4. KIBT endikasyonları.....	15
2.4.4.1. İmplant planlaması.....	15
2.4.4.2. Endodonti.....	15
2.4.4.3. Periodontoloji.....	16

2.4.4.4. Mandibular üçüncü molar pozisyonu.....	16
2.4.4.5. Temporomandibular eklem (TME)	16
2.4.4.6. Maksillofasiyal patolojiler	17
2.4.4.7. Ortodonti ve üç boyutlu sefalometri	17
2.4.5. Konik ışıklı bilgisayarlı tomografik görüntülemenin prensipleri	19
2.4.5.1. X- ışını üretilmesi.....	19
2.4.5.2 İmaj algılaması	21
2.4.5.3. Görüntü rekonstrüksiyonu.....	22
2.4.6. Klinik değerlendirmeler	23
2.4.6.1. Hasta seçim kriterleri	23
2.4.6.2. Hastanın hazırlanması	24
2.4.7. Görüntüleme protokolü.....	24
3. MATERYAL VE METOD.....	29
3.1. İstatistiksel Yöntem.....	30
4. BULGULAR.....	31
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	61
7. KAYNAKLAR.....	62

SİMGELER VE KISALTMALAR

AAOMR	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology
ADA	American Dental Association
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
Ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
FOV	Field of View
FPD	Flat Panel Dedektör
HU	Hounsfield Ünitesi
IAC	Inferior Alveolar Kanal
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
II/CCD	Image Intensifier/Charge-Coupled Device
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVp	Kilovoltaj
MDBT	Multi Dedektör Bilgisayarlı Tomografi
mA	Miliamper
mm	Milimetre
mm ³	Milimetreküp
uSv	Microsievert
p	İstatistiksel anlamlılık
ROI	Region of Interest

Ort.	Ortalama
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SS	Standart Sapma
TME	Temporo Mandibular Eklem



ŞEKİLLER

1. Sağ infraorbital foramen ve sol infraorbital foramenler arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
2. Anterior nazal spine ve posterior nazal spina arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
3. Sağ infraorbital foramen ve menton arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
4. Sol infraorbital foramen ve menton arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
5. Sağ infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
6. Sol infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
7. Nasion ve nazal kavite tabanının en derin noktası arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
8. Nasion ve menton arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
9. Nasion ve pogonion arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
10. Sağ infraorbital foramen ve sol infraorbital foramenler arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği
11. Anterior nazal spine ve posterior nazal spina arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

12. Sağ infraorbital foramen ve menton arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

13. Sol infraorbital foramen ve menton arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

14. Sağ infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

15. Sol infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

16. Nasion ve nazal kavite tabanının en derin noktası arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

17. Nasion ve menton arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

18. Nasion ve pogonion arası mesafe için gerçek ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

TABLÖLAR

- 1.Ölçümlerde referans olarak kullanılan anatomik bölgeler
2. Farklı KIBT cihazlarıyla elde edilen görüntülerin sagittal kesitlerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler (n=8)
- 3.Farklı KIBT cihazlarıyla elde edilen görüntülerin koronal kesitlerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler (n=8)
4. Gerçek ölçüm, I-Cat ve Morita cihazlarıyla elde edilen KIBT görüntülerinin koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerin uyumu ve ikili karşılaştırmalar arasındaki uyum düzeyleri
- 5.Gerçek ölçüm, I-Cat ve Morita cihazlarıyla elde edilen KIBT görüntülerinin sagittal kesitlerinde yapılan ölçümlerin uyumu ve ikili karşılaştırmalar arasındaki uyum düzeyleri

1. GİRİŞ

Diş hekimliği radyolojisinde maksillofasiyal bölgenin incelenmesi amacıyla son yıllarda kullanılmaya başlanılan Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT), konvansiyonel bilgisayarlı tomografiye (BT) oranla daha düşük radyasyon dozu, daha hızlı tarama zamanı, düşük maliyet ve daha küçük boyut gibi avantajları nedeniyle önem kazanmıştır.

Diş hekimliğinde; implant uygulaması öncesi değerlendirmeler, ortodontik planlamalar, maksillofasiyal gelişimin incelenmesi, cerrahi planlamalar ve endodontik uygulamalar öncesi değerlendirmelerde radyografik olarak yapılacak ölçümlerin hatasız olması önemlidir.

Bu durum, araştırmacıları geçmişten günümüze kadar ulaşan bir çok görüntüleme yöntemini birbirleriyle karşılaştırmaya sevk etmiştir.

Ortodontik teşhis ve tedavi planlamasında sıkça başvuru alan sefalometrinin geçerliliği, etkinliği ve katkısı tartışmalıdır. Ortodontide sefalometrik analizlerde üç boyutlu rekonstrükte edilen hasta görüntülerinin lineer ölçümlerindeki hataları azaltmaya yönelik çalışmalarda, KIBT teknolojisinin dental ölçümlerde kullanımının gerçek boyutlara en yakın sonuçları verdiği gösterilmiştir.

Ortodonti ve ortognatik cerrahi planlamalarında üç boyutlu değerlendirme amacıyla büyük FOV'lu KIBT görüntülerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bunu sağlayabilmek için KIBT cihazlarında FOV alanını büyütme gerekmektedir ve dolayısıyla daha büyük dedektöre ihtiyaç duyulmaktadır. Dedektörün büyümesi, voksel boyutunun artmasına ve dolayısıyla detayın azalmasına neden olur. Ayrıca cihaz üretiminde maliyetin artmasına ve hastanın aldığı radyasyon dozunun da artmasına sebep olmaktadır. Bu da sınırlı alanlar ışınlanıp birleştirilerek oluşturulan büyük alan görüntülerinin doğruluğunun test edilerek kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

Literatürde, sınırlı alanlar ışınlanıp birleştirilen KIBT görüntüleri ya da stitching adı verilen yöntemle oluşturulan KIBT görüntüleri ile ilgili az sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Bu çalışmada; sınırlı alanlar ışınlanarak birleştirilen ve büyük FOV ile elde edilen görüntülerdeki lineer ölçümlerin doğruluğunun karşılaştırılması amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

Dişhekimliğinde muayene, teşhis ve tedavi planlama süreçlerinde radyograflar vazgeçilmez bir öneme sahiptir. Radyografik muayenin ilk aşaması direkt grafilerdir. Daha detaylı inceleme ise üç boyutlu görüntüleme yöntemleri ile yapılır.(1)

Diş hekimliğinin farklı alanlarında amaca uygun olarak farklı görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır. Ortodonti ve ortognatik cerrahi değerlendirmelerinde kullanılan görüntüleme teknikleri şu şekilde sınıflandırılabilir:

- Panoramik Radyograflar
- Sefalometrik Radyograflar
- El-bilek Grafileleri
- Bilgisayarlı Tomografi
- Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

2.1. Panoramik Radyograflar

Panoramik görüntüleme; fasiyal yapının tek bir imajını sağlayan, maksiller ve mandibular dental arklar ile onları destekleyen komşu anatomik yapıların tek bir tomografik görüntüsünü sağlayan tekniktir. İmaj tabakası olarak adlandırılan bir merkez etrafında, x ışını kaynağı ve imaj reseptörü eşit hızda fakat ters yönde hareket eder. X ışını kaynağı ve imaj reseptörünün merkezi, imaj tabakasında yer aldığı için görüntülenmesi istenen obje bu tabaka içerisinde yer almalıdır. Aksi halde objenin net görüntüsü elde edilemez.(2,3)

Panoramik radyografi mandibula ve maksillayı aynı anda görüntüleyebilmesi, düşük maliyet ve ışınlama süresinin kısa olması gibi avantajlara sahiptir. Panoramik görüntülemenin temel dezavantajı, anatomik detayların intraoral radyograflar kadar iyi olmamasıdır. Bu nedenle küçük çürüklerin, periodontal ve periapikal patolojilerin değerlendirilmesinde intraoral radyograflar kadar kullanışlı değildir. Bazen de servikal vertebra gibi anatomik yapıların süperpoze olması kesici dişler bölgesindeki odontojenik lezyonları gizleyebilir. Ayrıca görüntüdeki magnifikasyon ve

distorsiyonlar sebebiyle doğrudan panoramik radyograflar üzerinde yapılacak ölçümler hatalı sonuç verebilirler.(4)

2.1.1.Panoramik radyografi endikasyonları

- Gömülü dişleri değerlendirmek
- Dişlerin sürme durumlarını değerlendirmek
- Çenelerin büyüme ve gelişimlerini değerlendirmek
- Çene kemiklerinde bulgu veren bazı sistemik hastalıkları değerlendirmek
- İntraoral radyograflar ile sınırları gözlenemeyen geniş lezyonları değerlendirmek
- Kist, tümör veya enfeksiyonlar gibi kemik içi patolojilerin incelenmesi
- Temporomandibular eklemi (TME) değerlendirmek
- Maksillofasiyal bölgedeki gelişimsel iskeletsel bozuklukları incelemek
- Maksiler sinüsler, nazal septum ve nazal konkaları değerlendirmek için kullanılmaktadır.(4,5)

2.1.2.Panoramik radyografi avantajları

- Hızlı ve pratik olması
- Maksilla ve mandibulanın görüntüsünün tek bir düzlem üzerinde elde edilmesi
- Hasta kooperasyonunun kolay olması
- İntraoral radyografi tekniklerinin uygulanamadığı hastalarda uygulanabilmesi gibi avantajları vardır.(2,3)

2.1.3. Panoramik radyografi dezavantajları

- Görüntülerin 2 boyutlu olması
- Anatomik detayların net olarak izlenememesi
- Çürük lezyonları, periodontal ve periapikal lezyonları intraoral radyograflar kadar detaylı göstermemesi
- Görüntüdeki magnifikasyon ve distorsiyon sebebiyle görüntünün gerçek boyutta olmaması
- Süperpozisyonlar

- İmaj tabakası dışında kalan objelerin net olarak izlenememesi gibi dezavantajları vardır.(3,4)

2.2. Sefalometrik Görüntüleme

1931 yılında ABD'de Broadbent ve Almanya'da Hofrath tarafından sefalometrik radyografinin tanıtılmasından bu yana, sefalometrik filmler ortodontik değerlendirme ve tedavi planlamasında standart bir araç haline gelmiştir.(6)Sefalometrik incelemelerde en çok lateral sefalometrik ve postero-anterior teknikler kullanılır. Lateral sefalometrik filmler, ortodontik tanı amacıyla; aktif ortodontik tedavi esnasında, pekiştirme tedavisi sırasında ve sonrasında olan değişimlerin değerlendirilmesi, gelişim ve kalıtım incelemeleri için kullanılmaktadır. Bunların yanı sıra ortodontide teşhis ve planlamaya yardımcı olmak amacıyla fasiyal form ve gelişim normları hakkında bilgi almada da kullanılır. Cerrahi ve protetik olarak ise tedavi öncesi ve sonrası kayıtlar karşılaştırılır.(7)

Sefalometrik radyografide temel ilke standardizasyonun sağlanmasıdır. Tedavi öncesi ve sonrası alınan radyografların karşılaştırılması, ancak aynı koşullarda alınmış radyograflarla mümkündür.(8)

Sefalometrik radyografide filmin, hastanın ve x-ışını kaynağının konumu değişmez. Radyografda baş ve yüzün görüntüsünün gerçek boyutlara çok yakın olması için, ışın kaynağı-obje mesafesi uzun, obje-film mesafesi kısa olmalıdır. Işın kaynağı objeden uzaklaştırılarak minimum distorsiyonlar ile gerçeğe yakın görüntü elde edilir. Sefalometrik incelemelerde obje-ışın kaynağı arası mesafenin 1.5-1.8 m olması önerilir. Objefilm mesafesi, bireyin sagittal düzlemiyle, film düzlemi arasındaki mesafe ile ayarlanır. Bu mesafe yaklaşık 13 cm'dir.(4,8)

Sefalometrik radyografi için özel röntgen cihazları kullanılır. Ayrıca dental panoramik cihazların çoğunda sefalometrik görüntü alınmasını sağlayan donanım bulunur. Sefalometrik amaçlı kullanılan röntgen cihazlarında, hastanın başını ve kaseti sabit tutan *sefalostat* veya *kraniostat* denilen bir düzenek vardır. Sefalostatta kulak çubuklarından başka burun kemerine dayanan "burun çubuğu" ve hastanın

orbita noktasını gösteren "orbita çubuğu" da bulunur. Sefalometrik radyografide hastanın sefalostata doğru yerleştirilmesi çok önemlidir.(8)

Lateral sefalometrinin ortodontide kullanılmaya başlanmasıyla tanı ve tedavi planlaması açısından sınırlı olan imkanlar oldukça genişlemiş, yumuşak ve sert dokular arasındaki ilişkiler derinlemesine incelenebilmiştir. Tüm bu avantajlarının yanında, lateral sefalometrik filmlerde, magnifikasyon, pozisyonlandırma hataları, sağ ve sol anatomik yapıların birbiri üzerine süperpozisyonu gibi dezavantajlar bulunmaktadır.(9,10) Bu nedenlerle sefalometrik filmler ile yapılan analizlerde ortalama değerler ölçülebilmektedir. Bu durum özellikle ortognatik cerrahi gereken vakalarda önem kazanmaktadır. Lateral sefalometrik filmler ile saptanan ortalama değerlerin pratikte sağ ve sol taraf için ayrı ayrı uygulanan cerrahi işlemlerde yanlıgilara ve dolayısı ile komplikasyonlara yol açabileceği göz ardı edilmemelidir.(7)

2.3. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı Tomografi (BT), kolime edilmiş x ışınları ile elde edilen kesitsel görüntülerin, bilgisayar ortamında birleştirilmesi esasına dayanır. BT, Godfrey Hounsfield tarafından 1972’de geliştirilmiştir. Hounsfield bu keşfinden dolayı 1979’da Nobel ödülüne layık görülmüştür.(3,11)

BT, konvansiyonel radyograflarda olduğu gibi radyasyonun objeden geçerken farklı bölgelerden farklı absorpsiyonu sonucu oluşan görüntülerin bilgisayar yardımı ile elde edilmesi prensibine dayanır. BT’de hem tüp hem de dektörler belirli geometrik prensiplerle hasta etrafında eş zamanlı olarak döner. Bu teknikle alınan kesitlerde dokular süperpozisyonuz olarak görüntülenir. Dokularda absorbe edilen radyasyona göre görüntü densiteleri şekillenir. Dedektörlerle algılanan bu farklı değerler, bilgisayarda voksel adı verilen dikdörtgenler prizması şeklinde olan hacim elementlerine kaydedilir. Oluşturulan görüntünün her bir karesine piksel denir. Çözünürlüğü arttırmak için piksel sayısını da arttırmak gerekir. Bilgisayar algoritması ile piksel sayıları siyah beyaz arasında değişen gri tonlarında renklendirilip imaja dönüştürülür.(8)

Dedektörler tarafından algılanıp sinyallere dönüştürülen ve oradan görüntü oluşturma işlemine kadar geçen safhada karmaşık algoritmalar kullanılır. Burada görüntü skalasından bahsetmek gerekir. Görüntünün eksiksiz oluşumu için her piksele bir numara verilir. Bu numaralar farklı doku dansitelerini yansıtır ve +1000 ile -1000 arasında değerler alır. Buna Hounsfield Skalası denir. Bu skalada saf suyun X-ışınlarını absorbe etme değeri '0' olarak kabul edilir. Yağ dokusu ve havanın attenüasyon değerleri negatifken, kan kemik ve yumuşak dokuların değerleri pozitifdir. Gelişmiş BT cihazları Hounsfield Skalası'na 4000 HU (Hounsfield Ünitesi)'ya kadar değerler vermektedir.(4)

2.3.1 Bilgisayarlı tomografinin dış hekimliğinde kullanım alanları

- TME anatomi ve patolojilerinin saptanması
- Maksillofasiyal travmaların, konjenital ve travmatik deformitelerin değerlendirilmesi
- Çenelerde yayılma ve infiltre olma özelliği gösteren kist ve tümörlerin tanısı
- Preoperatif olarak lezyonların sınırlarının belirlenmesi
- Kemik içi implant uygulamaları öncesinde mevcut kemiğe ait ölçümlerdir.(3,4)

2.3.2. Bilgisayarlı tomografinin avantajları

- Görüntüler kesitsel olarak değerlendirilebilir.
- Görüntüler kesit olarak alındığından, görüntüsü istenen bölgenin dışındaki dokuların süperpoze olmaları sözkonusu değildir.
- Görüntüler kolaylıkla bilgisayar ortamında saklanabilir, hasta tarafında taşınabilir ve veriler transfer edilebilir.
- Bilgisayarlı tomografi gözle farkedilemeyecek yoğunluk farklılıklarını sayısal değerlerle ortaya çıkarabilir. Röntgende hepsi aynı yoğunlukta görülen su ve yumuşak dokular, BT kesitlerinde birbirinden ayrılabilir. Kistler, ödem ve hematom da BT'de ayrı yoğunluklarda görüntülenir.
- Kemik mineral densitesi ölçümü yapılabilir.
- Yüksek kontrastlı görüntüler elde edilebilir.

- BT, konvansiyonel tomografiye göre daha net görüntü ve daha hızlı veri elde edilmesini sağlar.
- Kemik yapıyı çok iyigörüntülemesi, hematomu ayırabilmesi veincelemenin manyetik rezonansgörüntülemeye göre kolay yapılabilmesinedeniyle travma vakalarında değerli biryöntemdir.
- Oluşturulan üç boyutlu görüntüler üzerinde dokuların derinlik-yükseklik-genişlik değerlendirmeleri yapılabilir. Görüntüler üzerinde kesme, uzunluk ölçümü veya alan hesabı gibi işlemler uygulanabilir.(3,8)

2.3.3. Bilgisayarlı tomografinin dezavantajları

- Pahalıdır.
- Kesitlerden uzakta olan lezyonlar saptanamayabilir.
- Metalik cisimlerin (protezler, metal restorasyonlar) artefaktları oluşur.
- Radyasyon dozu yüksektir.
- Konvansiyonel radyograflara göre çözünürlüğü daha düşüktür. Bu sebeple küçük çatlakların teşhisi zordur.(3,8)

2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) maksillofasiyal bölgedeki anatomik yapılarının üç boyutlu olarak değerlendirilmesini sağlayan bir görüntüleme yöntemidir.(12–14)

KIBT' nin ilk öncüsü olan volümetrik Bilgisayarlı Tomografi, 1970' de Mayo Klinik'teki Biodinamik Araştırma Ünitesi'nde bulunmuştur. KIBT, konvansiyonel BT'ye kıyasla daha hızlı rekonstrüksiyon yapan ve daha ucuz radyasyon dedektörü kullanan alternatif bir yöntemdir. Sınırlı ışın demeti kullanan ve atenuasyonu ölçen konvansiyonel BT' nin aksine, KIBT birbirinden ayrılan şekilde konik veya daha sıklıkla piramidal şekilde iyonlaştırıcı radyasyon kullanır ve çoklu transmisyon imajlarını kayıt edip direk hacimsel bilgiye çeviren alan dedektörüne sahiptir.(15,16)

BT, uzun yıllardır kullanılmasına rağmen, diş hekimliğinde cihaz fiyatları ve cihaz boyutları göz önüne alındığında kullanımı kısıtlanmıştır.(17,18)

1990'ların başında yaşanan dört teknolojik gelişme dental kliniklerde kullanılabilir kadar küçük, düşük maliyetli KIBT ünitelerinin üretilmesini kolaylaştırmıştır. Bu gelişmeler; çoklu temele dayanan görüntüleri hızla elde edebilen detektörler ile tanıma, verimi yüksek x-ışını jeneratörlerinin geliştirilmesi, uygun görüntü elde etmenin ilerlemesi ve algoritmaların birleştirilmesi, pahalı olmayan bilgisayarların büyük miktarlarda elde edilen görüntü bilgisinin işlenmesine yetecek güçte olmasıdır.(19)Bu gelişmelerin diş hekimliğinde kullanılmasının ilk öncüsü İtalyan Attiliotacconi ve Piero Mozzonun bulduğu ve 1999 da Avrupa' da tanıtılan ilk ticari KIBT örneği olan NewTom DVT 9000 dir.(20)

2.4.1.Konik ışınli bilgisayarlı tomografi sistemleri

KIBT sistemleri, görüntü elde edilmesi sırasında hastanın pozisyonuna, görüntüleme alanına (FOV) veya taranan alanın hacmine göre sınıflandırılabilir.KIBT üniteleri, üç temel pozisyonunda (1) oturarak, (2) ayakta veya (3) supin pozisyonda tarama yapacak şekilde yapılandırılmıştır. Görüntüleme alanının boyutları veya tarama hacmi, öncelikle dedektör boyutuna ve şekline, ışın projeksiyon geometrisine ve ışın kolimasyon yeteneğine bağlıdır. Tarama hacminin şekli silindirik veya küresel olabilir. Görüntüleme alan boyutu sınırlaması, belirlenen bölge ile ilgili olarak her hasta için optimal bir FOV seçilebilmesini sağlar. Böylelikle hastanın alacağı radyasyon dozu da sınırlanmış olur. Görüntüleme alanı boyutuna göre KIBT üniteleri şu şekilde sınıflandırılabilir.(4,18,21,22)

Geniş: Kraniofasial iskeletin çoğunu kaplar. Genellikle tarama yüksekliği 13-15 cm'den büyüktür.

Orta: Maksilla veya mandibulayı içerir ve tarama yüksekliği 5-10 cm arasındadır.

Küçük: Odaklanılmış sınırlı alanı ifade eder. 5 cm den küçük tarama yüksekliği mevcuttur.

Stitched: Birden fazla sınırlı alan görüntüsü, çeşitli birleştirme yöntemleriyle birleştirilerek daha geniş bir alanın görüntüsü elde edilebilir.

Geniş görüntü alanı;maksillofasiyal travma, ortodontik teşhis ve tedavi planlaması, Temporomandibular eklem (TME) analizi ve çenelerdeki patolojilerin değerlendirilmesi için daha kullanışlıdır. Orta görüntü alanı; maksilla veya mandibulada özellikle implant planlaması ve patolojik durumlarda tercih edilir. Küçük görüntü alanı ise; özellikle dentoalveolar yapıların değerlendirilmesi ve endodontik değerlendirmelerde daha uygundur.(11,23)

2.4.2. KIBT avantajları

Klinik uygulamada KIBT teknolojisinin kullanılması, maksillofasiyal görüntüleme için konvansiyonel BT'ye kıyasla birtakım potansiyel avantajlar sağlamaktadır:(24)

- **Boyut ve maliyet:**KIBT ekipmanı konvansiyonel BT ekipmanları ile kıyaslandığında boyut ve kapladığı alan daha küçüktür ve maliyeti yaklaşık beşte biri değerindedir. Her iki özellik de KIBT cihazlarının dental kliniklerde kullanımını kolaylaştırmaktadır.(4)
- **Röntgen ışınının sınırlanması:**Röntgen ışınının kolimasyonu, ışınlanacak alanın boyutunu azaltır ve radyasyon dozunu minimize eder. Çoğu KIBT cihazı, değerlendirilecek bölgeye göre ayarlanabilen farklı FOV alanlarına sahiptir.(4,25,26)
- **Görüntü doğruluğu:**Volumetrik veri seti; her biri belirli bir derecede x-ışını absorpsiyonunu temsil eden, voksel olarak bilinen kübik yapılar içerir. Voksellerin boyutu görüntü çözünürlüğünü belirler.(4,25,26)
- **Milimetreden az rezolüsyon:**Günümüzde tüm KIBT ünitleri, ortogonal düzlemlerin hepsinde milimetreden az voksel rezolüsyonu sağlayan bir x-ışını algılanması için megapiksel solid-state cihazları kullanırlar. Bazı KIBT ünitleri yüksek çözünürlükte görüntü elde edebilir (0,076- 0,125 mm voksel çözünürlüğü) ve bu cihazlara periodontal boşluk, kök kanal morfolojisi, kök rezorpsiyonu ya da kırığı gibi ince detayları, hastalık süreçlerini incelemek gerektiğinde ihtiyaç duyulabilir.(4,24)
- **Hızlı tarama süresi:**KIBT sistemleri bütün temel görüntüleri tek bir rotasyonda elde ettiğinden, tarama süresi oldukça hızlıdır (10-70 saniye). Hızlı tarama süresi daha az temel görüntü elde edilmesi anlamına gelirken

diğer yandan hasta hareketi nedeniyle oluşabilecek hareket artefaktları azalmış olur.(4,25,26)

- **Azalan hasta radyasyon doz:** Efektif radyasyon dozu; KIBT modeline, seçilen FOV tipine ve çekim parametrelerine bağlı olarak 29-477 uSv arasında değişmektedir. Çalışmalar, geleneksel BT sistemleri ile karşılaştırıldığında KIBT sistemlerinde efektif radyasyon dozunun önemli ölçüde (yaklaşık% 98) azaltıldığını göstermektedir.(4,25–27)
- **Azalan imaj artefaktı:**Artefakt engelleyici programlarla, artan sayıda projeksiyon ve sekonder rekonstrüksiyonlarla metal artefaktlarının azalması sağlanabilir.(25,26)
- **Maksillofasiyal görüntüleme için uygulanabilir interaktif ekran modları:** KIBT 'nin belki de en önemli avantajı, ilgili bölgenin 3 boyutlu olarak değerlendirilebilmesini sağlamasıdır. KIBT üniteleri, karşılıklı ilişkilerin değerlendirilebilmesi için projeksiyon verilerini üç düzlemde (aksiyal-sagittal-koronal) yeniden yapılandırır.KIBT data rekonstrüksiyonu ve görüntülenmesi kişisel bir bilgisayar ile yapılır. Buna ek olarak bazı üreticiler işlevselliği geliştirerek implant yerleştirme ya da ortodontik analiz gibi spesifik yazılımlar da sunmuşlardır. Sonuç olarak, bu ölçüm algoritmaları, hekimlere interaktif olarak gerçek zamanlı boyutsal değerlendirme, yorumlama ve ölçüm olanağı sunar.(4,25,26)

2.4.3. KIBT sınırlılıkları

KIBT'nin klinik uygulamaları artarken, KIBT teknolojisinin "konik ışın" projeksiyon geometrisi, dedektör hassasiyeti ve kontrast çözünürlüğü ile ilgili sınırlılıkları mevcuttur. KIBT görüntülerinin netliği; artefakt, gürültü (noise) ve zayıf yumuşak doku kontrastından etkilenir.(3,28)

Saçılan radyasyon; kontrastı azaltarak yumuşak dokuların görüntüsünü sınırlar. Bu nedenle, KIBT esas olarak sert dokuların görüntülenmesi için uygun bir tekniktir.(3)

2.4.3.1. Artefaktlar

KIBT görüntü kalitesini bozan temel faktör, görüntü artefaktlarıdır. Görüntüdeki herhangi bir bozulma ya da hata, çalışılan objeden bağımsız olarak meydana gelir. Artefaktlar etiyolojilerine göre sınıflandırılır.(4,26)

a) İnherent artefaktlar: KIBT datasının elde edilmesindeki fiziksel sürecin yol açtığı sınırlamalar nedeniyle ortaya çıkan artefaktlardır. KIBT ışın projeksiyon geometrisi, rotasyonel yörünge arkının azaltılması ve imaj rekonstrüksiyon yöntemi, konik ışın ile ilişkili saçılma, parsiyel hacmin ortalanması ve konik ışın etkisi olmak üzere 3 tip artefakta neden olur.(4,26)

Saçılma, maddeyle etkileştikten sonra orjinal yolundan sapan x- ışınları nedeniyle oluşur. BT ile kıyaslandığında,KIBT'lerde alan dedektörü kullanılması,saçılan fotonların tutulup tüm görüntüde bozulma (*image degradation*) ya da *quantum noise*oluşturmasında pay sahibidir. Saçılma, *ışın sertleşmesi* artefaktına benzeyen *streak* artefakta da neden olur.(4)

Parsiyel hacmin ortalanması, KIBT ve BT'lerin ortak özelliğidir. Taramada seçilen voksel hacmi görüntülenecek olan objenin boyutundan büyük olduğunda meydana gelir. Örneğin bir taraftaki 1 mm' lik bir voksel hem kemiği hem de komşu yumuşak dokuyu içerebilir. Bu durumda izlenen pikseller ne kemiği ne de yumuşak dokuyu temsil eder. Farklı dokuların parlaklık ortalamasını gösterir. Parsiyel hacmin ortalanması artefaktı; temporal kemik gibi Z ekseninde ani yön değişikliği gösteren yüzeylerde ortaya çıkar. Elde edilen en küçük vokselin tercih edilmesi bu etkiyi azaltır.(4,26)

Konik ışın etkisi, özellikle tarama hacminin perifer kısımlarında ortaya çıkan potansiyel bir artefakt kaynağıdır. X-ışınının diverjan olması nedeniyle kaynak hasta etrafında yatay düzlemde rotasyon yaparken görüntü alanının en üst ve en altındaki yapılar yalnızca x-ışını kaynağı hastanın karşıt tarafında iken ışınlanır. Oluşan görüntüde distorsiyon, *streaking* artefaktı ve daha fazla periferel gürültü bulunur. Bu etki, üreticiler tarafından değişen formlardaki konik ışın rekonstrüksiyonları ile en aza indirilir. Klinik olarak ise ilgi alanı(ROI), x-ışınının horizontal düzleminde konumlandırılarak bu etki azaltılabilir.(4,26)

b) İşlenme ile ilişkili artefaktlar: Görüntü rekonstrüksiyonu için çok az temel görüntü elde edildiğinde ya da rotasyonel yörünge arkı tamamlanmadığında objenin örneklenmesi yetersiz kalır. Azalmış data örneği; yanlış kayda, keskin kenarlara ve görüntü üzerindeki ince çizgiler şeklinde ortaya çıkan artefakt nedeniyle daha gürültülü görüntülere sebep olur. Temel görüntülerin sayısındaki artış ya da rotasyonel yörünge arkının tamamlanması hasta dozu ile orantılı olduğundan bu artefaktın önemi tanısal bilgi ile ilişkisine göre değerlendirilmelidir.(4,26)

Tarayıcının algılamasındaki kusurlar ya da kalibrasyonun kötü olması gibi tarayıcı kaynaklı artefaktlar, tipik olarak dairesel ya da yüzük şeklinde çizgiler olarak görülür. Dedektörün her açısız pozisyonda tekrarlayan okumalar nedeniyle dairesel şekilli bir artefakt meydana gelir.(4)

X-ışını kaynağının dedektöre hatalı hizalanması, hasta hareketinde oluşana benzer şekilde çift kontur artefaktına neden olur. KIBT ekipmanının tekrarlayan kullanımı hafif konfigürasyon değişikliklerine yol açabilir, bileşenler periyodik olarak yeniden düzenlenmelidir.(4)

c) Introduced artefaktlar: Bir x-ışını objeyi geçerken yüksek enerjili fotona tercihen düşük enerjili foton absorbe edilir. Işın sertleşmesi olarak adlandırılan bu fenomen iki tip artefakta neden olur. (1) cupping artefakt olarak bilinen farklı absorpsiyonlar sonucu metalik yapıların distorsiyonu ve (2) iki yoğun obje arasında ortaya çıkan çizgiler ve siyah bantların oluşturduğu artefaktlar. Klinik uygulamada alan boyutunu azaltmak, hasta pozisyonunu modifiye etmek ya da ışın sertleşmesi şüphesi olan alanları taramaktan kaçınmak için dental arkları ayırmak önerilir. (örn: metalik restorasyonlar, dental implantlar). Aynı zamanda ilgi alanına süperpoze olabilecek periferik ışın sertleşmesi etkisini azaltmak için taramadan önce takı gibi metalik objelerin uzaklaştırılması da önemlidir.(4,26)

d) Hasta hareketine bağlı oluşan artefaktlar: Hastanın hareketi, rekonstrükte edilmiş görüntüde çift konturlar olarak görülür, datanın yanlış kaydına neden olur. Voksel boyutu küçüldükçe (örn: daha yüksek uzaysal rezolüsyon) sapmayı önlemek için daha az hasta hareketi gerekir. Bu problemi en aza indirmek için baş hareketleri kısıtlanmalı, mümkün olduğunca kısa tarama zamanı kullanılmalıdır.(4,26)

2.4.3.2. Gürültü (Noise)

Konik ışın projeksiyon geometrisi, her bir temel görüntü projeksiyonunun geniş hacimde ışınlanmasıyla sonuçlanır. Fotonların büyük bir kısmı Compton saçılması tepkimesini oluşturur ve saçılma radyasyonu meydana gelir. Saçılma radyasyonu her yönde dağılır ve konik ışın alan dedektörü üzerinde pikseller ile kaydedilir. Her pikselde tespit edilen fotonların sayısı, x- ışınının spesifik yolu üzerindeki bir objenin gerçek atenüasyonunu yansıtmaz. Bu ilave kaydedilmiş olan x- ışını gürültü (noise) olarak adlandırılır ve görüntünün bozulmasında rol oynar. Saçılma radyasyonun miktarı genellikle primer x- ışınına maruz kalan total doku kütlesi ile orantılıdır; obje kalınlığı ve alan boyutunun artması ile artar. KIBT görüntüsünün üretiminde bu saçılma radyasyonun dağılımı primer ışıandan büyük olabilir. Klinik uygulamalarda saçılma-primer oranları; tek bir ışın için BT görüntülemelerde 0,001, fan-beam ve spiral BT görüntülemelerde 0,05- 0,15 ve KIBT'lerde 0,4-2'dir. Bu nedenle KIBT görüntüsü elde edilirken, mümkün olan en küçük FOV'in kullanılması istenir.(4,26)

KIBT'de görüntüde gürültüye neden olan ilave kaynaklar; x-ışının homojenliğindeki (istatistiksel) varyasyonlar ve dedektör sisteminin ilave gürültüsüdür. X- ışını fotonlarının homojen olmaması; primer ve absorbe edilen saçılmış ışının sayısına, dedektör üzerindeki x-ışını spektrumuna ve temel görüntü projeksiyonlarının sayısına bağlıdır. Elektronik gürültü, dedektördeki enerjinin x- ışını absorpsiyon verimine bağlı olarak dedektör sistemindeki inherent bozunmalar ile ortaya çıkar.(4)

Bunlara ek olarak, alan dedektörü üzerinde x- ışını diverjanlığının artışı nedeniyle 'heel' etkisinden söz edilir. Bu etki hastaya x-ışını gönderilmesinde geniş varyasyonlar ya da çeşitlilik oluşturur ve sonuçta görüntünün katot kısmında anot kısmına göre daha büyük sinyal-gürültü oranı görülür.(4)

2.4.3.3. Zayıf yumuşak doku kontrastı

Kontrast rezolüsyonu, bir görüntüde hemen göze çarpmayan densite farklarının ayırt edilebilmesidir. Görüntü yoğunluğundaki varyasyonlar; doku densitesi, atom numarası ve kalınlığındaki farklılıklar nedeniyle x- ışını atenüasyonunun aynı olmamasından kaynaklanır. KIBT'de kontrast rezolüsyonunu iki temel faktör

kısıtlamaktadır. İki, görüntü gürültüsünü arttıran saçılan radyasyonun, konik ışın sistemlerinde kontrastı azaltmak için önemli bir faktör olmasıdır. Saçılan x- ışını fotonları, azalan görüntü kalitesi ile anatomiye temsil etmeyen background sinyalleri ekleyerek kontrastı azaltır. BT'lere göre KIBT ünitlerinde belirgin derecede daha az yumuşak doku kontrastı mevcuttur. İkincisi, radyasyonun doğrusallığını ya da x- ışınına cevabı etkileyen flat panel dedektör'e(FPD) bağlı pek çok inherent artefakt mevcuttur. Bunlarla birlikte panelin farklı bölgelerindeki radyasyona duyarlılık (pikselden piksele çeşitlilik gösterme) aynı olmayabilir.(4,26)

2.4.4. KIBT endikasyonları

KIBT, implantoloji, dentomaksillofasiyal cerrahi, görüntü kılavuzlu cerrahi prosedürler, ortodonti, periodontoloji ve endodonti alanlarında çeşitli amaçlarla KIBT görüntülerine başvurulmaktadır.(29,30)

2.4.4.1. İmplant planlaması

KIBT, alveolar kemiğin yüksekliği, genişliği ve angulasyonunu, maksillada maksiler sinüs, mandibulada mandibular kanal gibi vital yapıların lokalizasyonlarının tespitini kesitsel görüntüler ile sağlar. İmplant yönünden değerlendirme yapmak için en kullanışlı kesitler panoramikten elde edilen aksiyal ve spesifik bölgelerin kesitsel (cross-sectional) görüntüleridir.(3,25,31)

2.4.4.2. Endodonti

Endodontide KIBT görüntüleme kullanılması; kök-kanal morfolojisindeki varyasyonlar, karmaşık morfolojiden şüphelenilen olası aksesuar kanalların tespiti, kök kanal sistemi anomalilerinin ve kök kurvatürünün belirlenmesi, spesifik olmayan klinik semptom ve bulgu olması; veya konvansiyonel radyografik bulguların olmadığı hastalarda periapikal patolojilerin teşhisinde, endodontik kökenli olmayan patolojilerin teşhisinde, endodontik tedavi öncesi ya da sonrası görülen komplikasyonlarda, dentoalveolar travmaların teşhis ve takibinde, eksternal ve internal kök rezorbsiyonların teşhisinde, lokalizasyonlarının belirlenmesinde ya da invaziv servikal rezorbsiyonların ayırt edilmesinde, kök kırıklarının teşhis ve lokalizasyonlarının belirlenmesinde ve cerrahi işlem öncesi kök apekslerinin kesin

lokalizasyonu ve komşu anatomik yapılara olan mesafesinin belirlenmesi ile sınırlı kalmalıdır.(23,32–34)

2.4.4.3. Periodontoloji

KIBT, özellikle kemik içi defektler, fenestrasyon ve dehisens defektleri, periodontal kistler ve furkasyon problemlerinde çok daha ayrıntılı değerlendirme imkanı sunar. Ayrıca rejeneratif periodontal tedavinin değerlendirilmesinde de KIBT görüntülerinden faydalanılmaktadır. Bu nedenle ilerleyen yıllarda periodontoloji alanında da KIBT'nin daha geniş bir kullanım alanı bulacağı düşünülmektedir.(3,34,35)

2.4.4.4. Mandibular üçüncü molar pozisyonu

Özellikle mandibular üçüncü molar dişin çekimi esnasında sinir hasarını minimuma indirmek için mandibular üçüncü molar diş kökü ile inferior alveolar kanal (IAC) ilişkisinin bilinmesi önemlidir. Geleneksel panoramik radyograflar, üçüncü molar diş ile mandibular kanal arasında vetikal yönde mesafe olduğu durumlarda yeterlidir; ancak birbiri üzerine süperpozisyonun olduğu durumlarda üç boyutlu görüntü ile değerlendirme önerilmektedir.(4,36)

2.4.4.5. Temporomandibular eklem (TME)

KIBT görüntüleme, kondil ve etrafındaki yapıların analizini çoklu düzlemlerde ve üç boyutlu görüntüler ile kolaylaştırır. TME hastalığı ve semptomu olan hastalarda en uygun tedavi seçeneğini belirlemede, kemiğin morfolojik özellikleri ve eklem boşluğu ile fonksiyonu hakkında bilgi sahibi olmak çok önemlidir.(4)KIBT ile konjenital veya gelişimsel malformasyonlar, dejeneratif hastalıklar, ankiloz gibi durumlar kesin olarak değerlendirilebilir. Ayrıca osteofitler, kondiler erozyon, kondil kırıkları, ankiloz, dislokasyon, büyüme bozuklukları (kondil hiperplazisi gibi), romatizmal hastalık ve dejeneratif eklem hastalıkları gibi patolojik değişiklikler KIBT ile en iyi şekilde izlenir.(11,15,37)

2.4.4.6. Maksillofasiyal patolojiler

Gömülü kanin, sürnümerer diş, kırık ya da splinte edilmiş diş ve periapikal lezyonlar ya da periodontal hastalıklar gibi patolojilerin detaylı değerlendirilmesi, KIBT ile yapılabilir. Yumuşak doku kalsifikasyonları (örn: tonsilolit, lenf nodu kalsifiasyonu, sialolit) yerleşimlerine göre tanımlanabilir ve karotid arter ateromu gibi önemli kalsifikasyonlardan ayırt edilebilir. KIBT görüntüleme her ne kadar paranazal sinüs patolojilerinin, içeriğini ayırt etmek için uygun yumuşak doku kontrastını sağlamasa da, morfolojik karakterişi ile lezyonun sınırları iyi görünür (örn: müköz ekstrasvazyon kisti). KIBT görüntüleme; travma değerlendirme, lezyonun sınırlarının incelenmesi ve odontojenik-nonodontojenik durumlar ile osteomyelitin incelenmesinde oldukça yararlıdır.(4,25)

2.4.4.7. Ortodonti ve üç boyutlu sefalometri

KIBT, ortodonti alanında bir çok amaçla kullanılmaktadır.(16)

a) Gömülü dişler

Ektopik kaninlerin konumlarının doğru bir şekilde belirlenebilmesi ve yapılacak cerrahi operasyonun minimum düzeyde olmasını sağlayacak tedavi planlamalarının geliştirilmesinde KIBT kullanılabilir.(38)

Ektopik dişler ve çevresinde bulunan yapılar tarafından oluşturulan patolojiler iki boyutlu radyograflar ile de belirlenebilmesine rağmen KIBT ile yapılan çalışmalarda mevcut olan rezorpsiyonların gerçeğe çok daha yakın olduğu gösterilmiştir.(39,40)

b) Havayolu analizi

KIBT teknolojisi ile havayolu analizinde büyük gelişme sağlanmıştır. Havayolu analizi için kullanılan lateral sefolemetrik filmler 2 boyutlu görüntü sağladıkları için her zaman tam olarak doğru sonuçlar elde edilememektedir.(3,41,42)

c) Alveolar kemik yüksekliği ve hacminin değerlendirilmesi

KIBT, dudak damak yarıklı hastalarda alveolar cerrahiyi takiben kemik kalitesinin klinik olarak değerlendirilmesinde de kullanılmaktadır.(40) KIBT ile elde edilen

görüntüler, kemik blgelerinin daha iyi değerlendirilmesine ve ayrıca onarılmış alveol kemiğine dişlerin ortodontik olarak hareket ettirilip ettirilmeyeceği ile ilgili karar verilmesine yardımcı olmaktadır.(41)

d) Temporomandibular eklem (TME) morfolojisi

KIBT ile kondil başlarının boyutu, şekli, pozisyonları ve eklem boşluğu değerlendirilebilir. Lateral sefalometrik filmlerde kondil sadece lateralden görüntülenebilirken KIBT’de kondilin koronal ve aksiyal kesitleri de alınabilmektedir. Ayrıca büyümenin ve stabilitenin değerlendirilmesi de mümkün olmaktadır.(43)

KIBT görüntüleme cerrahi girişim ve bir sonraki tedavi aşamasının planlanmasını kolaylaştırır. Palatal morfolojik özellikler ve boyutlar, diş inklinasyonu ve torku, ortodontik mini implant yerleşimi için alveolar kemik karakteri ve bukko-lingual diş hareketi için alveol kemik genişliğinin değerlendirilmesi diğer uygulamalardır.(4,44)

Özellikle ortognatik cerrahide DICOM formatında elde edilen KIBT verileri ile üç boyutlu modeller hazırlanabilir.Bu modeller, özellikle komşu yapıların morfolojik analizinde ve uzaysal ilişkilerin belirlenmesinde ayrıca fasiyal asimetri gibi büyüme ve gelişim bozukluklarının değerlendirilmesinde oldukça kullanışlıdır.(45)

Özetle;KIBT görüntüleme ortodonti pratiğine iki özgün katkı sağlar. Bunlardan ilki ortodontik teşhis, sefalometrik analiz ve tedavi planı için tek bir KIBT tarama ile çok sayıda lineer imaj elde edilmesidir. Bu özellik klinik etkinliğin artmasını sağlar. Diğer ve daha önemli katkısı ise tek, önceden değerlendirme yapmanın yetersiz olduğu imajlar ile KIBT datasının rekonstrükte edilebilmesidir. Özel yazılımlar sayesinde havayolu ve fasiyal dış hatlar gibi yumuşak doku sınırları, maksilofasiyal iskeletin üç boyutlu görüntü analizi yapılabilmektedir. Yumuşak doku hatları ile birlikte anteroposterior, vertikal ve transvers dentoiskeletsel uyumsuzluklar ve asimetri, büyüme-gelişim potansiyelinin değerlendirilmesi üç boyutlu sefalometrinin sağladığı faydalardır.(4)

2.4.5. Konik ışınli bilgisayarlı tomografik görüntülemenin prensipleri

KIBT görüntüsünün oluşturulmasında üç temel bileşen mevcuttur:

- 1: X-ışını üretilmesi
- 2: İmaj Algılaması
- 3: Görüntü rekonstrüksiyonu

2.4.5.1. X- ışını üretilmesi

KIBT'de görüntü, dönen bir platform ya da x-ışını kaynağı ve dedektörü taşıyan gantri ile sağlanmaktadır. Diverjan, konik ya da piramidal şekilli iyonlaştırıcı radyasyon kaynağı ilgi alanının ortasına yönlendirilir ve dokulardan geçen x- ışını, dedektör üzerine düşer. X-ışını kaynağı ve dedektör, görüntüleme alanının merkezinde sabitlenen bir rotasyon merkezi etafında döner. Bu rotasyon merkezi elde edilen son görüntü hacminin merkezidir. Rotasyon sırasında x-ışını kaynağı ve dedektör 180 dereceden 360 dereceye dönen bir ark boyunca hareket ederken ardışık çoklu düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edilir. Bu tek-projeksiyonlu görüntüler ham primer bilgiyi içerir ve temel, iskelet ya da ham görüntüler olarak isimlendirilir. Görüntü hacmi genellikle birkaç yüz tane iki boyutlu temel görüntü ile oluşturulur. Görüntü serisinin tümüne birden projeksiyon bilgisi denir. KIBT ışınlaması tüm ilgi alanını içerdiği için gantrinin 180 dereceden 360 dereceye tek bir rotasyonel taraması, volümetrik görüntü konstrüksiyonu için yeterli bilgiyi sağlar. Üç ortogonal düzlemde de (aksiyal, sagital ve koronal) primer rekonstrüksiyon görüntülerini sağlamak için, gelişmiş algoritmalar ile yazılan yazılım programlarına başvurulur.(4,21,22,26)

Günümüzde kullanılan KIBT sistemlerinin x-ışını üretim ve uygulanma özellikleri, kişiye özel modifikasyonların oluşturulmasına olanak sağlamaktadır.(4)

a) X- ışını jeneratörü

Tarama rotasyonu sırasında her projeksiyon görüntüsü, dokuyu geçen x- ışını demetinden dedektörün yakaladığı ardışık tek görüntüler ile yapılır. X-ışını üretimi, dedektörün devreye girmesi ile uyumlu olması için devamlı ya da atımlı olabilir. X-

ışını demetinin atımlı olması ışınlama süresinin % 50 daha az olduğu anlamına gelir. Bu da hastanın alacağı radyasyon dozunu önemli ölçüde azaltır.

Doz optimizasyon prensibi olan ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), KIBT ışınlama faktörlerinin hasta boyutu temel alınarak belirlenmesini gerektirir. Bu ayarlamalar uygun tüp akımının (mA), tüp voltajının (kilovolt peak [kVp]) ya da her ikisinin birden ayarlanması ile sağlanır.(46) Bazı vakalarda daha az temel görüntü kullanılarak daha hızlı taramalar ile görüntü oluşturulması yoluyla zaman da ayarlanabilir. Bazı ünitlerde hem kVp hem mA sabitlenmesine rağmen, otomatik ışınlama kontrolü işlemi olarak bilinen, geçen ışın yoğunluğunu saptayan geri bildirim mekanizması ile, diğer ünitlerdeki gibi gerçek zamana yakın, otomatik olarak ayarlanabilirler. Diğer ünitlerde ekspozür ayarları başlangıç rehber ışınlamasına göre otomatik olarak belirlenir. Operatöre bağlı olmadığı için bu istenen bir özelliktir. X- ışınının atımlı olması ve görüntü alanının boyutu ile birlikte değişen ekspozür faktörleri hasta dozunun primer belirleyicileridir.(4,22)

b) Tarama faktörleri

Tarama yoluyla projeksiyon datasını oluşturan görüntülerin sayısı, saniyede elde edilen görüntü sayısı, yörünge arkının tamamlanması (180 dereceden 360 dereceye) ve kaynak ile dedektörün rotasyon hızına göre belirlenir. Tek bir taramayı oluşturan temel görüntülerin sayısı sabit ya da değişken olarak ayarlanabilir. Yüksek kare oranlarının istenen ve istenmeyen etkileri vardır. Yüksek kare oranları, sinyal-gürültü oranını arttırarak görüntülerde daha az gürültü ve metal artefaktının oluşması gibi avantajlarının yanında; uzun tarama süresi ve yüksek hasta dozu gibi dezavantajları vardır. Ek olarak, daha fazla data elde edilir ve primer rekonstrüksiyon süresi uzar.(4,22)

KIBT görüntüleme sistemleri, volümetrik yazılım rekonstrüksiyonuna uygun projeksiyon datası elde etmek için genellikle tam bir dairesel yörünge ya da tarama arkı kullanır. Diğer taraftan tarama arklarının 360 dereceden küçük olduğu panoramik platform kullanan KIBT üniteleri giderek artmaktadır. Çoğu KIBT ünitesinin tarama arkı sabittir; ancak bazıları taramayı daha fazla azaltmak için el ile kontrol etme seçeneği sunar. Sınırlı tarama arkı; tarama süresi ile hasta radyasyon

dozunu azaltır ve uygulamayı mekanik olarak kolaylaştırır. Ancak bu teknikle üretilen görüntüler daha fazla *gürültü* yerekonstrüksiyon dainterpolation artefaktına yol açar.(4,22)

Hasta hareketinden kaynaklanan hareket artefaktını önlemek için KIBT tarama süresini mümkün olduğunca azaltmak gerekir. Tarama süresini azaltmak; dedektör kare oranını arttırmak, projeksiyon sayısını azaltmak ya da tarama arkını azaltmak ile sağlanır. İlk yöntem en yüksek kalitede görüntü sağlarken diğerlerinde görüntünün gürültüsü artar.(4)

2.4.5.2 İmaj algılaması

Günümüzde kullanılan KIBT üniteleri dedektör tiplerine göre iki gruba ayrılabilir: (1) image intensifier tube/ charged-coupled device kombinasyonu ve (2) flat panel dedektörler (FPD). Image intensifier tube/ charged-coupled device kombinasyonu bulunan üniteler daha geniş ve hantaldır; FPD'lerdeki gibi dikdörtgen alanlar (silindirik) oluşturmaktansa dairesel (küresel) temel görüntü alanları oluştururlar. Tümü olmamakla birlikte modern KIBT ünitelerinin büyük çoğunluğu geniş alan hidrojenli amorf silikon piksel dizilimi içeren ve bazı durumlarda tamamlayıcı metal oksit semikonduktör teknoloji dizilimi bulunan FPD'ler kullanılmaktadır.(4) FPD'ler, Image intensifier tube/ charged-coupled device dedektörlerden daha az karmaşık, daha ince ve daha iyi dinamik bölgeye sahiptir. Her ham imaj için dedektör, x-ışını fotonlarını ayrı ayrı kaydetmektedir ve bunları bir araya getirip bilgisayara göndermektedir. Cihazın rotasyonu genellikle panoramik radyografiye eşit veya daha kısa olduğundan (5-20 saniye) her bir baz imaj milisaniyeler içerisinde ortaya çıkarılır ve yollar; bu olay tek bir ekspozda birçok kere gerçekleşir.(22,47)

KIBT görüntülerinin çözünürlüğü ve buna bağlı olarak detayı birbirinden ayrı hacimsel elementler (vokseller) ile belirtilir. KIBT görüntüleme voksel boyutu, konvansiyonel BT'deki gibi kesit kalınlığına değil de primer olarak alan dedektöründeki piksel boyutuna bağlıdır. Küçük piksel içeren dedektörler daha az x-ışını fotonu yakalar ve bu durum daha çok imaj gürültüsüne yol açar. Bu nedenle yüksek çözünürlükte KIBT görüntüleme iyi bir sinyal gürültü oranı bulunan tanısal imaj kalitesi için yüksek doz kullanacak şekilde dizayn edilmiş olabilir.(48) Ancak

seçilen voksel boyutu her zaman dozdaki değişim ile ilgili değildir. Dozu belirleyen temel bileşenler zaman dizisi, ışınlama parametreleri (kV ve mA), kolimasyon ve filtrasyondur.(4,22)

KIBT görüntülemenin atenüasyondaki farklılıkları gösterme yeteneği dedektörün küçük kontrast değişikliklerini ortaya çıkarmasıyla ilgilidir. Bu parametre sistemin 'bit derinliği' olarak adlandırılır ve attenüasyonu gösteren gri gölgelerin sayısını belirtir. Günümüzde kullanılan tüm KIBT ünitlerinde 12 bit ya da daha fazla gri skala kaydedebilen dedektörler mevcuttur. 12-bit dedektörler 2^{12} ya da 4096 ton kontrast gösterebilir. 16-bit dedektör 2^{16} ya da 65,536 ton grilik sağlar. KIBT görüntülemeye yüksek bit derinliğindeki görüntüler mümkün olmakla birlikte sayısal işlem süresini ve büyük ölçüde dosya boyutunu arttırdığından maliyeti daha yüksektir.(4)

2.4.5.3. Görüntü rekonstrüksiyonu

Temel projeksiyon kareleri elde edildikten sonraki bilgilerin volümetrik dataya dönüştürülmesi gereklidir. Tek bir konik ışın rotasyonu 20 saniye sürmesine rağmen; her rotasyonda 12-16 bit data içeren 1 milyondan fazla pikselin bulunduğu 100 ila 600'den fazla projeksiyon çerçevesi oluşur. Bu data; rekonstrüksiyon olarak adlandırılan süreçte bir dizi yazılım algoritması tarafından kübik hacim elemanlarının (vokseller) meydana getirdiği volümetrik datayı oluşturmak üzere işlenir. Ardından, sekonder rekonstrüksiyon ile volümetrik data görsel ortogonal (örn: dikey) görüntülere bölünür. Bu bilgilerin rekonstrüksiyonu sayısal olarak komplekstir. Data elde edilmesini kolaylaştırmak için, genellikle tek bir bilgisayar kullanılır (*acquisition computer*) ve internet bağlantısı ile uygulama bilgisayarına (*workstation*) aktarılır. Konvansiyonel BT görüntülemenin tersine konik ışın data rekonstrüksiyonu uygulama bilgisayarından çok kişisel bilgisayar temellidir.(4)

Rekonstrüksiyon süreci her biri pek çok basamak içeren kazanım safhası ve rekonstrüksiyon safhası olmak üzere iki adımdan oluşur.

Rekonstrüksiyon süresi; elde etme parametrelerine, (voksel boyutu, imaj alanının boyutu ve projeksiyon sayısı) donanıma (işlem hızı, *acquisition* bilgisayarından rekonstrüksiyon bilgisayarına transfer edilen bilgi miktarı) ve yazılıma

(rekonstrüksiyon algoritmaları) göre değişkenlik gösterir. Rekonstrüksiyon, hasta akışını sağlamak için kabul edilebilir bir sürede (<5 dakika) tamamlanmalıdır.(26)

2.4.6. Kinik değerlendirmeler

KIBT ekipmanının işleyişı pek çok bakımdan panoramik radyografların performansına benzerlik gösterir. Öte yandan panoramik görüntülemenin aksine, kullanılan KIBT ünitesine göre görüntü elde etme seçenekleri ayarlanabilmektedir. KIBT kullanan hekimler ve operatörler işlemsel parametreleri, bu parametrelerin görüntü kalitesi üzerine etkilerini ve radyasyon güvenliğini detaylı olarak bilmelidirler.(26)

2.4.6.1. Hasta seçim kriterleri

KIBT’de, hastalar diğer dental radyografik işlemlerdekinden daha fazla radyasyon dozuna maruz kalır. Bu nedenle ALARA prensibinin temel ilkesi mutlaka uygulanmalıdır. Ayrıca hasta ekspozunun haklı gerekçeleri olmalıdır. Böylece elde edilen toplam potansiyel diagnostik faydalar, bireyin radyasyon maruziyetinin yol açabileceği olası hasarlardan fazla olur. Genel olarak KIBT görüntüleme, teşhis ve tedavi için periapikal ya da panoramik görüntüler gibi daha düşük radyasyon dozu olan yöntemler, yeterli bilgi sağlamadığında kullanılmalıdır. KIBT'nin klinik kullanımı için ortak görüş ile oluşturulan pek çok yönerge mevcuttur. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (AAOMR) ve daha güncel olarak the American Dental Association (ADA) diagnostik KIBT uygulama ve yorumlamaya yönelik yönergeler yayınlamışlardır. Bunlar, KIBT görüntülemenin uygun kullanımına rehberlik eder, pratisyenlerin ve işlemleri gerçekleştiren lisanslı operatörlerin sorumluluklarını detaylıca anlatır, uygun bir şekilde ana hatlarıyla belgeler, radyasyon güvenliğini anlatır, kalite kontrol ve hasta eğitimi hakkında tavsiyeler sunar. Aslında KIBT görüntüleme, varolan dental görüntüleme yöntemleri ile birlikte özel klinik uygulamalarda ilave teşhis aracı olarak kullanılmalı, rutin görüntülemelerde kullanılmamalıdır. KIBT tetkiki için endikasyonun belgelendirilmesi önerilir.(4)

2.4.6.2. Hastanın hazırlanması

Hasta, tarayıcı ünite yerleştirilirken eşlik edilmeli ve baş stabilizasyonundan önce hastaya uygun kişisel radyasyondan koruyucu ekipmanlar uygulanmalıdır.

Işınlamadan önce hastaya gözlük, takı (küpe ve piercing) ve metal bölümlü protezler gibi baş ve boyun bölgesindeki tüm metalik objeleri çıkarması söylenmelidir. Hareketli plastik protezlerin çıkarılması gerekli değildir. Her KIBT ünitesinin çenelikten lateral ya da posterior baş destekleyicilerine kadar değişen, kendine özgü bir stabilizasyon yöntemi vardır. Hasta hareketi bir ya da daha fazla yöntem ile minimize edilebilir. Başın hareketiyle görüntü kalitesi oldukça bozulur, bu nedenle hasta uyumunu sağlamak önemlidir.

Uygun bölgenin görüntüsünü elde etmek için ROI'in ayarlanması kritik önem taşır. Fasiyal topografik referans düzlemleri (örn: orta sagittal düzlem, Frankfort horizontal düzlemi) ya da internal referanslar (örn: oklüzal düzlem, palatal düzlem) yardımıyla, eksternal bir lazer ışığı kullanılarak hasta doğru bir şekilde konumlandırılabilir. Özel bir endikasyon (örn: yakın temporomandibular eklem görüntüsü ya da ortodontik görüntüleme) olmadıkça ışınlama sırasında dentisyonun ayrı ancak pamuk rulo ya da dil basacağı yardımı ile sıkıca bir arada tutulması istenir. Tek ark ışınlamalarda dişlerin ayrılması metalik restorasyonlardan karşıt arka saçılan ışını engellemek adına oldukça kullanışlıdır. Işınlama öncesinde hastaya burnundan yavaşça nefes alıp vermesi ve gözlerini kapatması söylenmelidir. Bu son öneri dedektör hastanın yüzünün önünden geçerken onu takip ederek hareket etmesini önlemeye yöneliktir.(4)

2.4.7. Görüntüleme protokolü

Görüntüleme protokolü;KIBT görüntüleme için tetkikin özel amacına dayanan bir takım teknik ışınlama parametreleridir. Bu sayede, görüntü en az hasta dozu ile optimal kalitede oluşturulur. Genellikle görüntüleme alanı, temel projeksiyon sayısı ve voksel rezolüsyonunda modifikasyon yapılır. Operatörler görüntüleme protokolünü seçerken görüntü kalitesi ve hasta dozunu etkileyen tüm parametrelerin bilincinde olmalıdır.(4,49)

A) Işınlama ayarları

X-ışını demetinin kalite ve kantitesi kV ile temsil edilen potansiyel fark ve mA ile ölçülen akıma bağlıdır. Bazı KIBT üreticileri, ışınlama ayarlarını operatörün manuel ayarlamasını (örnek MercuRay CB; HitachiMedicalSystemAmerica, Twinbury, OH, USA; Accuitomo, Morita, Kyoto, Japan) sağlarlar. Manuel ayarlama yapacak olan KIBT operatörleri bu parametrelerin imaj kalitesine ve hasta radyasyon dozuna etkilerini bilmelidir. Bazı sistemlerde hasta boyutuna göre mA ayarlaması yapılırken, efektif doz da bu şekilde göreceli olarak artmaktadır, bu artış hemen hemen 1:1 oranındadır.(14) Yapılan ayarlamalarda kV'yi artırmak, mA' dan daha ciddi bir etki oluşturur, öyle ki diğer parametreler sabit kalarak kV de beş birimlik bir artışla alınan doz iki kat artar. Işınlama parametreleri hem hasta boyutuna hem de istenilen tanısal kriterlere uygun olarak ayarlanmalıdır.(26)

B) Görüntü çözünürlüğü

Ayrı ayrı kaydedilen detayların yakınlığını tespit etmeye yarayan uzaysal çözünürlük ve dokular arasındaki farklı densiteleri ayırt etmeye yarayan kontrast çözünürlüğü olmak üzere 2 tip çözünürlük vardır.

Uzaysal Çözünürlük:

Görüntünün ince detayları ortaya çıkarma yetisi olarak tanımlanır. KIBT cihazlarının genel olarak, birçok konvansiyonel BT cihazına göre çözünürlüğünün ciddi oranda düşük olmasının sebebi anizotropik voksellerdir. KIBT sistemlerinde uzaysal çözünürlük, primer olarak dedektörün piksel boyutuyla ilgili iken bunu ışın projeksiyon geometrisi, saçılan radyasyon, fokal spot boyutu, ham imajların sayısı ve rekonstrüksiyon algoritması da etkiler. Diş hekimliğinde birçok işlemde yüksek çözünürlüğe ihtiyaç duyulurken, periodontalaralığın değerlendirilmesi gibi detay istendiğinde bu yüksek çözünürlük daha da önem kazanmaktadır. Yüksek çözünürlükte alınan görüntüler parlaklık ve kontrastı düşürürken, gürültü artar ve daha uzun süre rekonstrüksiyon zamanına ihtiyaç duyulur.(50)

Bazı KIBT cihazlarında çözünürlüğü artırmak, ışınlama parametrelerini etkilemezken, bazı üreticiler düşük çözünürlük ayarları için düşük doz ekspoz protokolleri geliştirmiştir.(14)

Kontrast Çözünürlük:

KIBT' de kontrast çözünürlüğünü kısıtlayan bazı faktörler vardır. Görüntü kazanımında, ışın kaynağından gelen primer radyasyondan oluşan saçılma radyasyonu mevcuttur. Bu, tüm KIBT sistemlerinde kontrastın azalmasını sağlayan imaj gürültüsünü oluşturur. Ek olarak x-ışınları birbirinden ayrılarak dedektör üzerine doğru gittiğinden, ışın hasta üzerine geniş bir çeşitlilik ve düzensizlik içerisinde düşer. Bunun üzerine dedektör üzerinde katot tarafında yüksek sinyal-gürültü oranlı, anot tarafında tam tersi düşük sinyal-gürültü oranlı(topuk etkisi) düzensiz bir absorpsiyon meydana gelir. Ayrıca flat panel dedektörlerden kaynaklanan artefaktlar veya imaj intensifier dan kaynaklanan artefaktlar da meydana gelebilir. Bu sebeplere ilaveten, KIBT' nin düşük kV ve mA değerleri nedeniyle, maksillofasiyal KIBT görüntüleri kan ve solid tümörler gibi yumuşak dokular arasındaki net farkları ortaya koyacak yeterli gri skala yoğunluğunu gösteremez.(12)

C) Tarama zamanı ve projeksiyon sayısı:

Dedektör kare oranını ayarlayarak temel imaj projeksiyonlarını arttırmak, rekonstrüksiyon görüntülerinde daha az artefakt ve daha iyi görüntü kalitesi sağlar. Öte yandan projeksiyon sayısını arttırmak primer rekonstrüksiyon süresini uzatır ve hastanın aldığı dozu orantılı olarak artırır.(4)

D) Tarama yörüngesi

360 dereceden daha az, tamamlanmamış, sınırlı ya da kesilmiş tarama yörüngeleri ile oluşturulan rekonstrüksiyon görüntülerinde eksik bilgi nedeniyle sınırlı-açı artefaktı olabilir. Bunlar büyük, periferik, tek yönlü düzensiz çizgi şeklinde artefaktlar ve daha sıklıkla orta sagittal düzlemde cupping ve foton starvation artefaktlarını kapsar. Eksik bilgi; hasta anatomisinin istatistiksel bilgisiyle ve bir çok projeksiyon tamamlama tekniği algoritması gibi yaklaşımlar ile tamamlanabilir.(4)

E) Görüntüleme alanı (Field of View)

Birkaç KIBT cihazı dışında çoğu KIBT sistemi görüntüleme alanı boyutunda değişiklik yapılmasına imkan vermektedir. Görüntüleme alanınının küçültülmesi genellikle mekanik olarak yapılırken bazı durumlarda elektronik olarak da yapılabilmektedir. Mekanik olarak x-ışını miktarı azaltılırsa primer radyasyonda da azalma yapılabilir, ancak atenüe olan ışında yapılırsa hastanın aldığı primer radyasyonda değişiklik olmaz. Dikdörtgen görüntüleme alanlı flat panel dedektörler için primer kolimasyon, kurşun plaklarla tarama alanının yüksekliğini veya dikey ölçülerini değiştirerek yapılmaktadır. Elektronik kolimasyonda ise dedektörde kaydedilen verinin ilgi alanına göre perifer kısımları elimine edilmektedir. Bu durumda fiziksel radyasyona maruziyette azalma olmamakta yani tüm görüntüleme alanı ışınlanarak sadece seçilen alan kaydedilmektedir. Her iki teknikte de sayısal veriler ve rekonstrüksiyon zamanı azaltılmaktadır. Ancak ışınlama öncesi fiziksel kolimasyon x-ışını demetini sınırlar ve hastanın daha az radyasyon almasını sağlar. Bu sayede ilk olarak, daha az saçılmış radyasyon kaydedildiği için, küçük görüntüleme alanlı görüntülerde daha az gürültü, daha az artefakta bağlı yüksek kontrastlı ve daha kaliteli görüntüler elde edilir.(14) Daha da önemlisi görüntüleme alanını azaltmak genellikle hastanın doz alımını azaltmak için yapılmaktadır. Bu azalma cihazdan cihaza, kolimasyon tipine, mekanik kolimasyon ölçüsüne ve lokalizasyonuna bağlı olarak %24'ten %66'ya kadar değişmektedir.(51) İncelenecek alan için gerektiği kadar görüntüleme alanında kısıtlama yapmak tavsiye edilmektedir. Sonuç olarak; diş hekimliğine özel cihazlar üretmek için KIBT uygulamaları on yıldan daha fazla süren giriş aşamalarından sonra olgunluğa ulaşmıştır. Birçok firma, net, milimetrenin altında çözünürlük sunan ve maksillofasiyal bölgelerde kemik yapılarının hacimsel görüntüsünü ortaya koyan geniş bir yelpazede KIBT cihazları sağlamaktadır. Son uygulamalar ve teknolojiye erişebilirlikteki kolaylık, maksillofasiyal KIBT uygulamalarında tanıdan operatif ve cerrahi uygulamaları sağlamaya kadar imkan sunmaktadır.(26)

Diş hekimliğinde; implant uygulaması öncesi değerlendirmeler, ortodontik planlamalar, maksillofasiyal gelişimin incelenmesi, cerrahi planlamalar, endodontik uygulamalar öncesi değerlendirmeler, TME ile ilgili değerlendirmeler radyografik

olarak yapılacak ölçümlerin hatasız olması gerekmektedir. Bu durum, araştırmacıları geçmişten günümüze kadar ulaşan bir çok görüntüleme yöntemini birbirleriyle karşılaştırmaya sevk etmiştir.

Ortodontik teşhis ve tedavi planlamasında sıkça başvuru alan sefalometrinin geçerliliği, etkinliği ve katkısı hala tartışmalıdır. Ortodontide sefalometrik analizlerde üç boyutlu rekonstrükte edilen hasta verilerinin lineer ölçümlerindeki hataları minimize etmeye yönelik çalışmalarda, KIBT teknolojisinin dental ölçümlerde kullanımının gerçek boyutlara en yakın sonuçları verdiği gösterilmiştir.(52)

Özellikle ortodontik tedavi planlamasında yapılan ölçümlerin doğruluğu büyük önem taşır. Ortodonti ve ortognatik cerrahi planlamalarında üç boyutlu değerlendirme amacıyla büyük FOV'lu KIBT görüntülerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bunu sağlayabilmek için KIBT cihazlarında FOV alanını büyütme gerekmektedir ve dolayısıyla daha büyük dedektöre ihtiyaç duyulmaktadır. Dedektörün büyümesi, voksel boyutunun artmasına ve dolayısıyla detayın azalmasına neden olur. Ayrıca cihaz üretiminde maliyetin artmasına ve hastanın aldığı radyasyon dozunun da artmasına sebep olmaktadır. Bu da küçük FOV ile elde edilip birleştirilerek oluşturulan büyük alan görüntülerinin doğruluğunun test edilerek kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

Bu çalışmada; sınırlı alanlar ışınlanarak birleştirilen ve büyük FOV ile elde edilen görüntülerdeki lineer ölçümlerin doğruluğunun karşılaştırılması amaçlanmıştır.

3. MATERYAL VE METOD

Çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır. (Proje no: D-KA 17/08)

Bu çalışmada; 8 adet kuru kafa kullanılmış olup yaş, cinsiyet veya etnik köken ayırımı yapılmamıştır. Kuru kafaların görüntüsü, Morita (3D Accuitomo 170-Morita, Kyoto, Japan) ve I-CAT KIBT (Next Generation; Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) cihazları ile alınmıştır. Kuru kafalar, KIBT ünitesine daha önceden hazırlanan plastik bir düzenek ile sabitlenmiş ve vertikal düzlem kuru kafanın sagittal düzlemi ile, horizontal düzlem (Frankfurt Horizontal Düzlemi) yer düzlemi ile paralel hale getirilmiştir. Morita cihazında 17 x 12 cm'lik FOV ile alınıp birleştirilerek elde edilen tam kafa KIBT görüntüsünün görüntüleme alanı 17 x 23 cm ve vokselle boyutu: 0.250 mm³ dür. Işınlama parametreleri; 90 kVp, 5 mA, ışınlama süresi 17.5 sn dir. I-CAT cihazında görüntüleme alanı 17 x 23 cm ve vokselle boyutu: 0.250 mm³ dür. Işınlama parametreleri; 120 kVp, 5 mA, ışınlama süresi 8 sn dir. Görüntüler, kesit kalınlığı ve kesit aralığı 1 mm. olacak şekilde ayarlanmıştır.

Elde edilen tam kafa KIBT görüntüleri üzerinde ortodontik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan noktalar belirlenerek aralarındaki mesafe ölçülmüştür. Bu bölgeler tablo 1 'de verilmiştir.

Tablo 1. Ölçümlerde referans olarak kullanılan anatomik bölgeler

1	Sağ İnfracorbital Foramen ve Sol İnfracorbital Foramen arası mesafe
2	Anterior Nazal Spina ve Posterior Nazal Spina arası mesafe
3	Sağ İnfracorbital Foramen ve Menton arası mesafe
4	Sol İnfracorbital Foramen ve Menton arası mesafe
5	Sağ İnfracorbital Foramen ve Pogonion arası mesafe
6	Sol İnfracorbital Foramen ve Pogonion arası mesafe
7	Nasion ve Nazal Kavite Tabanının en derin noktası arası mesafe
8	Nasion ve Menton arası mesafe
9	Nasion ve Pogonion arası mesafe

Ölçümler bir gözlemci tarafından yapılmış olup her bölge için beşer dakika arayla üç ayrı ölçüm yapılmış ve ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Ölçümler gözlemci içi uyumu değerlendirmek amacıyla 2 hafta sonra aynı gözlemci tarafından tekrarlanmıştır. Ölçümler cihazların kendi programları olan i-Dixel (versiyon 2.2.1.6) , I-CATVision (versiyon 2.0.2.1) kullanılarak cihazlar ile uyumlu olan Eiza Radiforce MX270W monitöründe yapılmıştır. Daha sonra, ölçümlerin doğruluğunu test etmek amacıyla kuru kafalar üzerinde 0-200 mm (0-8.0 inç) ölçme aralığı ve 0,01 mm (0,0005 inç) çözünürlükte sivri uçlu dijital kumpas (Allendale Electronics Ltd., Hertfordshire, İngiltere) yardımıyla gerçek ölçümler yapılarak altın standart olarak belirlenmiştir.

3.1. İstatistiksel Yöntem

Araştırmada istatistiksel analizler SPSS (Version 22.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) paket program kullanılarak yapılmıştır. Normallik dağılımı Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm standartsapma (minimum-maksimum) olarak sunulmuştur. Cihazların ölçümleri arasındaki tutarlılık sınıf içi korelasyon katsayısı (intra class correlation coefficient; ICC) kullanılarak değerlendirilmiştir. Buna göre 0.00-0.69=kabul edilemez düzeyde uyum, 0.70-0.84=orta düzeyde uyum, 0.85-0.94=yüksek düzeyde uyum,0.95-1.00 mükemmel uyum olarak tanımlanmıştır.(53)Daha sonra cihazların ölçümleri arasındaki uyum % 95 güven sınırları içerisinde Bland-Altman yöntemi ile değerlendirilmiştir. Gözlemcinin ölçümleri arasındaki tutarlılıklar (tekrarlanabilirlik) sınıf içi korelasyon katsayısı ile belirlenmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi için $p<0.05$ olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmada değerlendirilen dokuz farklı bölgede Gerçek ölçüm, I-CAT ve Morita KIBT cihazlarıyla elde edilen görüntülerin koronal ve sagittal kesitlerinde yapılan ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 2 ve Tablo 3 de verilmiştir.

Tablo 2. Farklı KIBT cihazlarıyla elde edilen görüntülerin koronal kesitlerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler (n=8)

Bölge	Gerçek Ölçüm (mm)		Morita (mm)		I-CAT (mm)	
	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks
1	56.92±4.07	51.75-61.37	57.32±4.42	51.30-62.34	57.43±4.20	52.22-61.77
2	51.18±3.38	47.33-56.94	51.76±3.16	48.71-57.09	51.59±3.25	47.78-59.96
3	79.42±4.41	72.48-84.21	80.18±3.88	74.19-84.59	79.91±4.53	73.02-84.97
4	80.78±2.43	77.40-85.34	81.64±2.25	78.34-85.61	81.24±2.33	77.68-85.37
5	73.70±3.27	69.63-77.66	74.69±2.82	70.99-78.05	74.32±3.55	70.34-78.92
6	74.40±2.82	72.17-80.27	75.26±2.61	72.33-80.86	74.82±2.81	72.70-80.69
7	53.08±1.95	51.26-57.60	53.71±2.15	51.51-58.72	53.46±1.90	51.38-72.74
8	110.86±4.85	103.97-116.40	111.93±4.26	105.4-116.84	111.41±4.75	104.66-116.75
9	103.04±4.87	97.46-108.60	104.31±4.27	99.27-109.33	103.46±4.68	98.13-108.97

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

Tablo 3. Farklı KIBT cihazlarıyla elde edilen görüntülerin sagittal kesitlerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler (n=8)

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

Bölge	Gerçek Ölçüm (mm)		Morita (mm)		I-CAT (mm)	
	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks
1	56.92±1.44	51.75-61.37	57.39±1.50	52.23-62.28	57.24±1.45	51.93-61.63
2	51.18±1.19	47.33-56.94	51.69±1.14	48.62-57.36	51.47±1.16	47.50-56.90
3	79.42±1.56	72.48-84.21	80.07±1.39	73.96-84.47	79.78±1.57	72.90-84.86
4	80.78±0.86	77.40-85.34	81.48±0.78	78.20-85.45	81.38±0.97	77.68-86.95
5	73.70±1.15	69.63-77.66	74.51±1.00	70.84-77.85	74.22±1.22	69.92-78.71
6	74.40±1.00	72.17-80.27	75.10±0.93	72.17-80.71	74.61±0.96	72.47-80.26
7	53.08±0.69	51.26-57.60	53.59±0.76	51.44-58.69	53.44±0.62	51.77-57.40
8	110.86±1.71	103.97-116.40	111.80±1.50	105.19-116.97	111.14±1.67	104.51-116.92
9	103.04±1.72	97.46-108.60	104.16±1.54	99.13-109.18	103.53±1.76	97.60-109.70

Gözlemci-içi uyum değerlendirildiğinde, gözlemcinin ölçümleri arasında çok yüksek uyum olduğu (0.998 ve üzeri) görülmüştür.

Tablo 4’de gerçek ölçüm, I-CAT ve Morita cihazlarıyla elde edilen KIBT görüntülerinin koronal kesitlerinde yapılan ölçümler arasındaki sınıf içi korelasyon katsayıları ve katsayılara ilişkin güven aralıkları verilmiştir.

Tablo 4 incelendiğinde her iki KIBT cihazı ve gerçek ölçümler arasında yüksek ya da mükemmel uyum olduğu görülmektedir. İkili karşılaştırmalar incelendiğinde ise tüm bölgelerde gerçek ölçüm ile Morita KIBT cihazı arasındaki uyumun, gerçek ölçüm ile I-CAT KIBT cihazı arasındaki uyumdan biraz daha yüksek olduğu görülmektedir.

Tablo 4. Gerçek ölçüm, I-CAT ve Morita cihazlarıyla elde edilen KIBT görüntülerinin koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerin uyumu ve ikili karşılaştırmalar arasındaki uyum düzeyleri

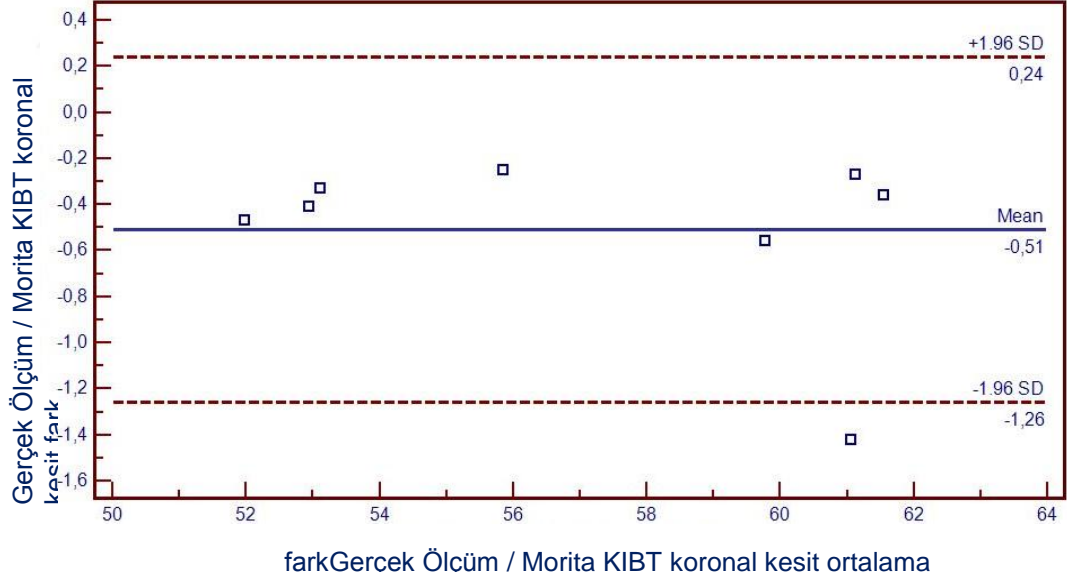
Bölge	Üç yöntemin uyumu	%95 Güven Aralığı		İkili Karşılaştırmalar	ICC	%95 Güven Aralığı	
	ICC	Alt sınır	Üst sınır			Alt sınır	Üst sınır
1	0,984	0,948	0,997	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,979	0,905	0,996
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,989	0,725	0,998
				I-CAT-Morita	0,985	0,930	0,997
2	0,981	0,922	0,996	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,977	0,559	0,996
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,985	0,862	0,997
				I-CAT-Morita	0,981	0,917	0,996
3	0,984	0,925	0,997	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,973	0,622	0,995
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,992	0,596	0,999
				I-CAT-Morita	0,984	0,931	0,997
4	0,949	0,703	0,990	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,913	0,065	0,986
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,978	0,242	0,997
				I-CAT-Morita	0,958	0,764	0,992
5	0,954	0,799	0,990	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,932	0,119	0,989
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,973	0,622	0,996
				I-CAT-Morita	0,952	0,801	0,990
6	0,958	0,790	0,992	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,928	0,214	0,988
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,988	0,174	0,998
				I-CAT-Morita	0,955	0,785	0,991
7	0,963	0,756	0,993	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,943	0,064	0,992
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,975	0,372	0,996
				I-CAT-Morita	0,974	0,862	0,995
8	0,978	0,870	0,996	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,959	0,419	0,993
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,993	0,251	0,999
				I-CAT-Morita	0,983	0,891	0,997
9	0,965	0,822	0,993	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,939	0,347	0,990
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,994	0,841	0,999
				I-CAT-Morita	0,960	0,710	0,993

Çalışmada, sınırlı alan ışınlanıp birleştirilerek elde edilen tam kafa görüntülerinin doğruluğu araştırıldığından, Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerin koronal kesitlerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçüm arasındaki uyum Sınıf içi korelasyon katsayısına ek olarak Bland-Altman grafikleri ile de değerlendirilmiştir.

Gerçek Ölçüm - Morita cihazıyla elde edilen KIBT görüntülerinin koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerin uyumu 9 bölge için ayrı ayrı değerlendirildiğinde;

1. bölge, sağ infraorbital foramen ve sol infraorbital foramenler arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.51 mm fazla olduğu (1.26 mm fazla, 0.24 mm az) gözlenmiştir.

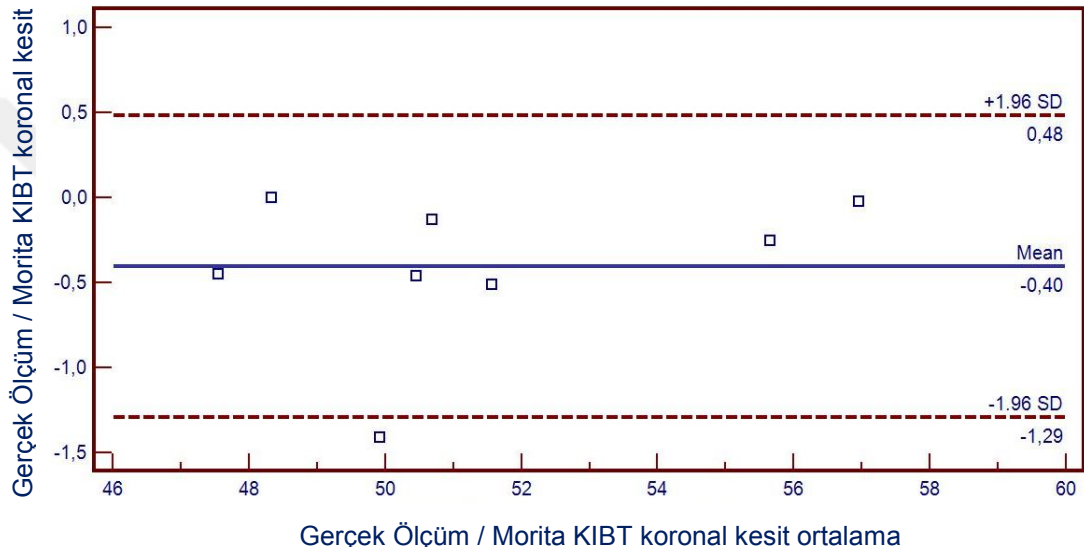
Tablo 4 ve şekil 1 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.998) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 1. Sağ infraorbital foramen ve sol infraorbital foramenler arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

2. bölge, anterior nazal spina ve posterior nazal spina arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.40 mm fazla olduğu (1.29 mm fazla, 0.48 mm az) gözlenmiştir.

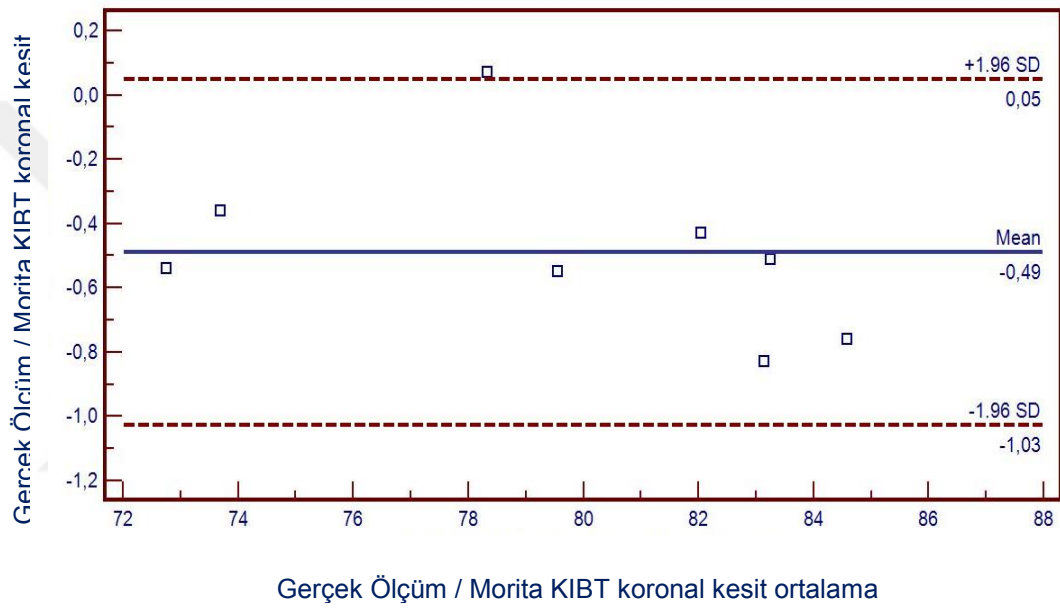
Tablo 4 ve şekil 2 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.985) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 2. Anterior nazal spina ve posterior nazal spina arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

3. bölge, sağ infraorbital foramen ve menton arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.49 mm fazla olduğu (1.03 mm fazla, 0.05 mm az) gözlenmiştir.

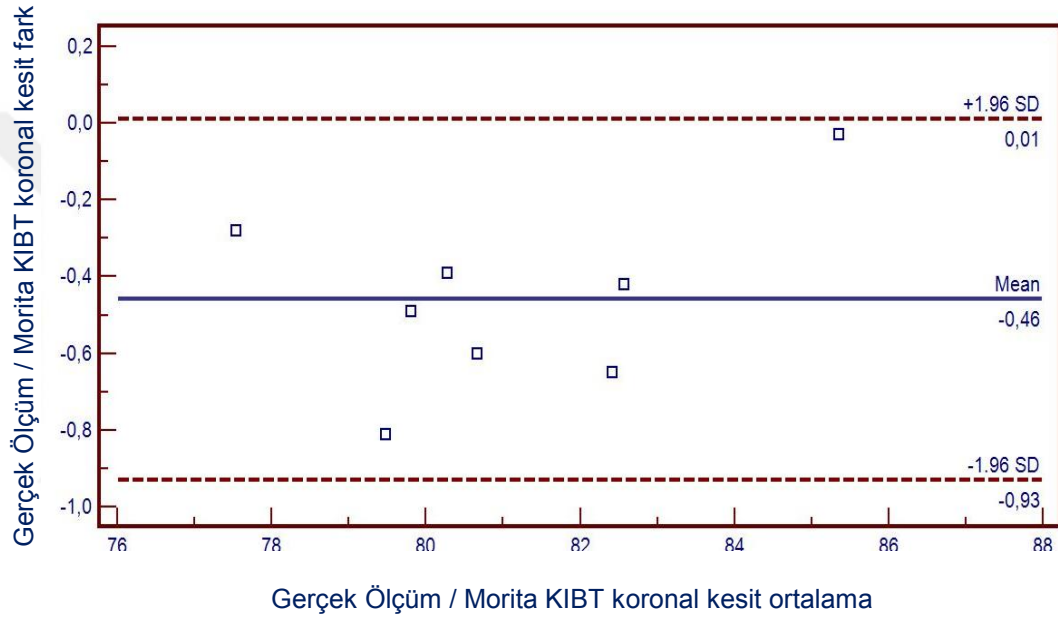
Tablo 4 ve şekil 3 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.992) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 3. Sağ infraorbital foramen ve menton arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

4. bölge, sol infraorbital foramen ve menton arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.46 mm fazla olduğu (0.93 mm fazla, 0.01 mm az) gözlenmiştir.

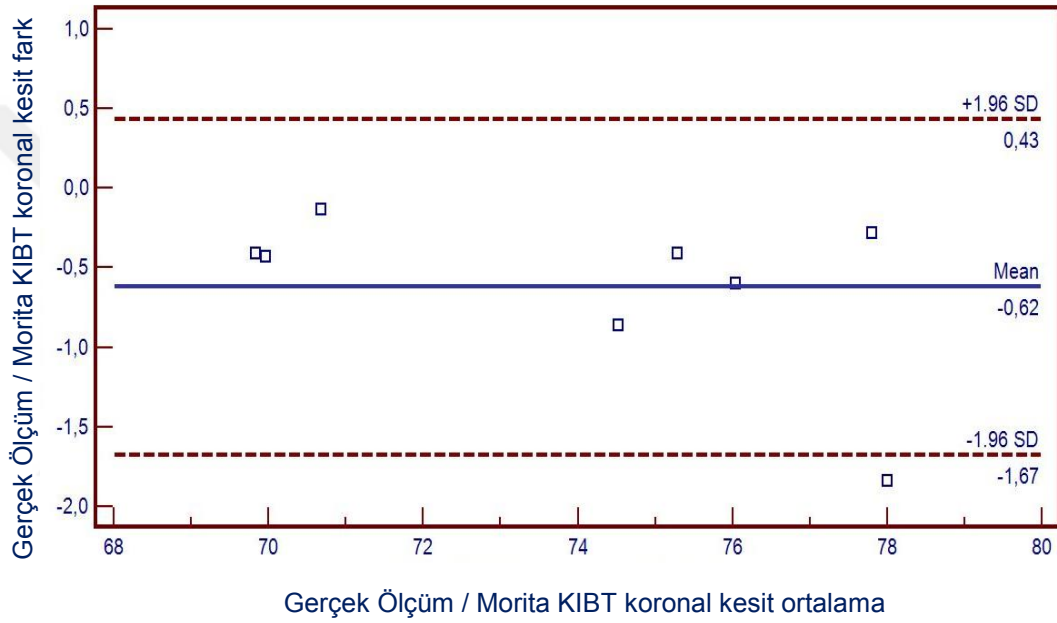
Tablo 4 ve şekil 4 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.978) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 4. Sol infraorbital foramen ve menton arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

5. bölge, sağ infraorbital foramen ve pogonion arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.62 mm fazla olduğu (1.67 mm fazla, 0.43 mm az) gözlenmiştir.

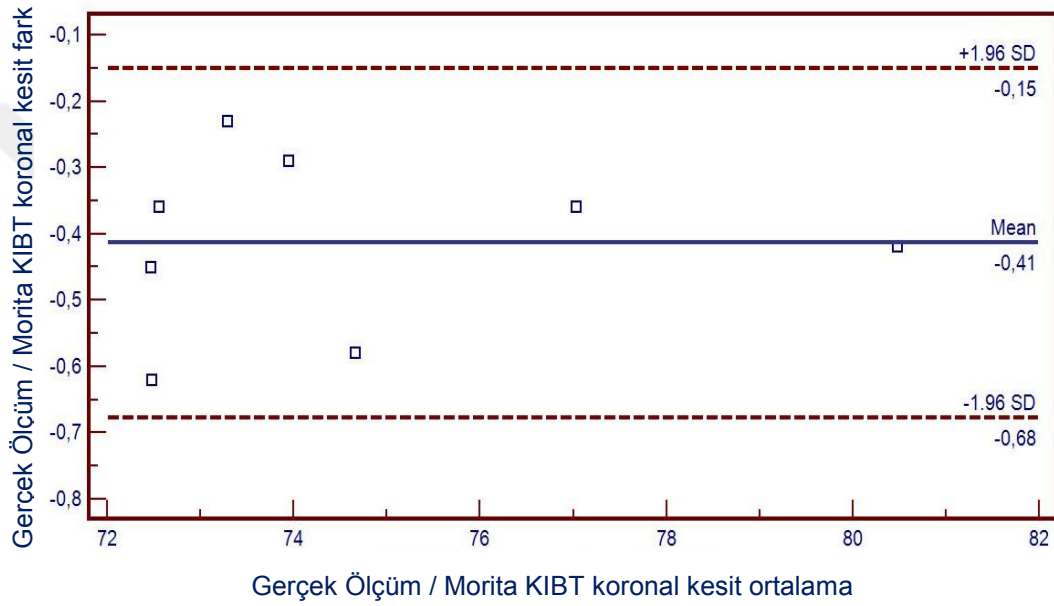
Tablo 4 ve şekil 5 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum ($ICC= 0.973$) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 5. Sağ infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

6. bölge, sol infraorbital foramen ve pogonion arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.41 mm fazla olduğu (0.68 mm fazla, 0.15 mm az) gözlenmiştir.

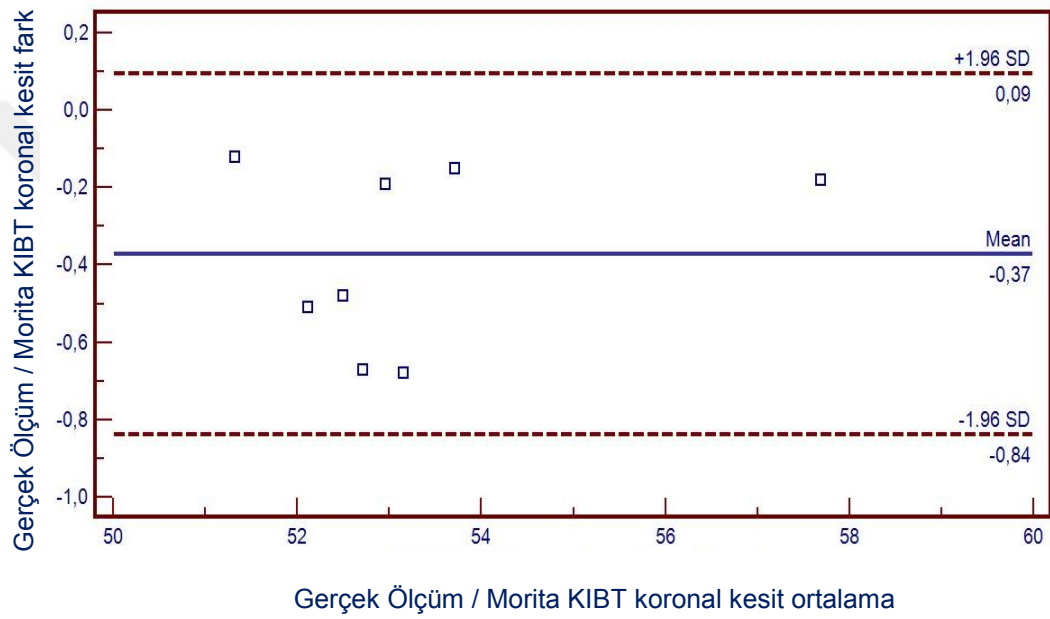
Tablo 4 ve şekil 6 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.988) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 6. Sol infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

7. bölge, nasion ve nazal kavite tabanının en derin noktası arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.37 mm fazla olduğu (0.84 mm fazla, 0.09 mm az) gözlenmiştir.

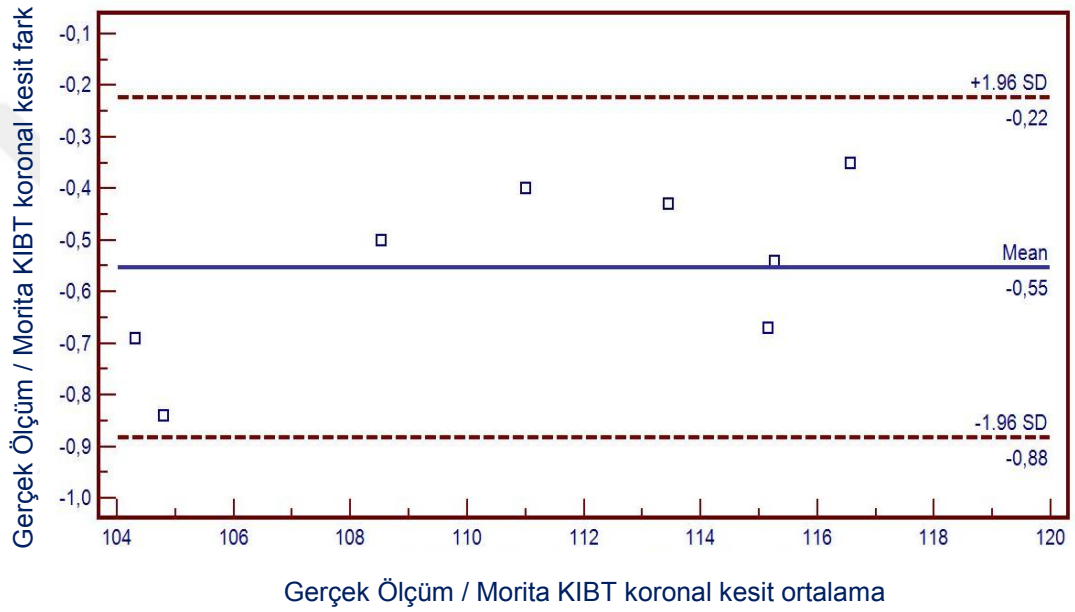
Tablo 4 ve şekil 7 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.975) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 7. Nasion ve nazal kavite tabanının en derin noktası arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

8. bölge, nasion ve menton arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.55 mm fazla olduğu (0.88 mm fazla, 0.22 mm az) gözlenmiştir.

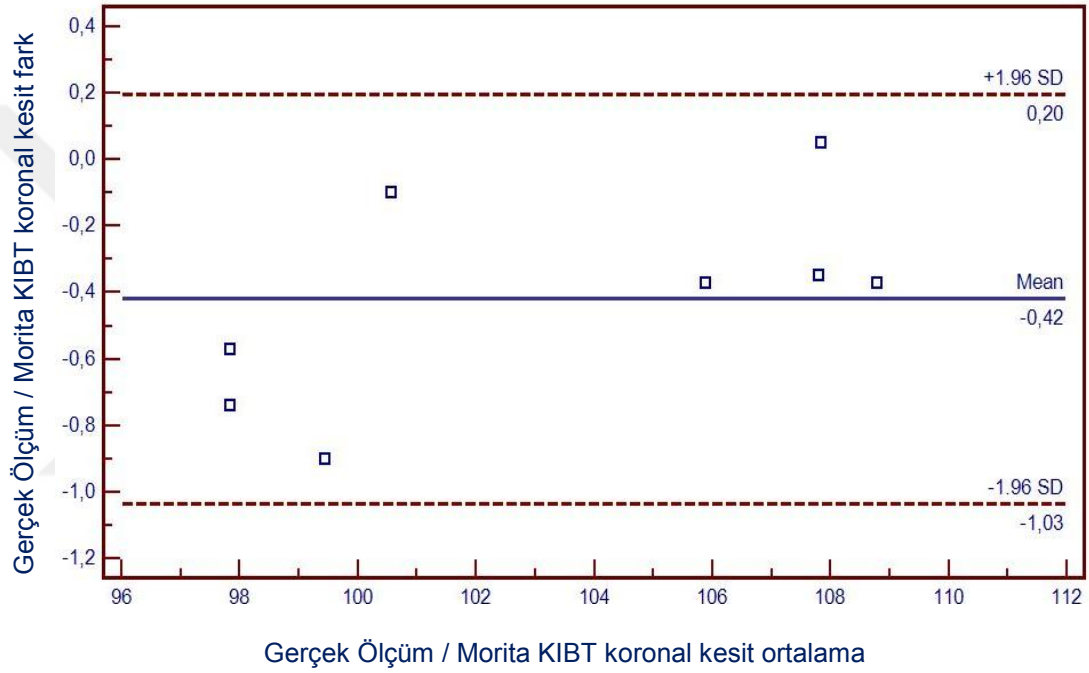
Tablo 4 ve şekil 8 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.993) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 8. Nasion ve menton arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

9. bölge, nasion ve pogonion arası mesafenin, Morita KIBT koronal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.42 mm fazla olduğu (1.03 mm fazla, 0.20 mm az) gözlenmiştir.

Tablo 4 ve şekil 9 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.994) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 9. Nasion ve pogonion arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

Tablo 5’de gerçek lm, I-CAT ve Morita cihazlarıyla elde edilen KIBT görüntülerinin sagital kesitlerinde yapılan ölçümler arasındaki sınıf içi korelasyon katsayıları ve katsayılara ilişkin güven aralıkları verilmiştir.

Tablo 5 incelendiğinde her iki KIBT cihazı ve gerçek ölçümler arasında yüksek ya da mükemmel uyum olduğu görülmektedir. İkili karşılaştırmalar incelendiğinde ise tüm bölgelerde gerçek ölçüm ile Morita KIBT cihazı arasındaki uyumun, gerçek ölçüm ile I-CAT KIBT cihazı arasındaki uyumdan biraz daha yüksek olduğu görülmektedir.



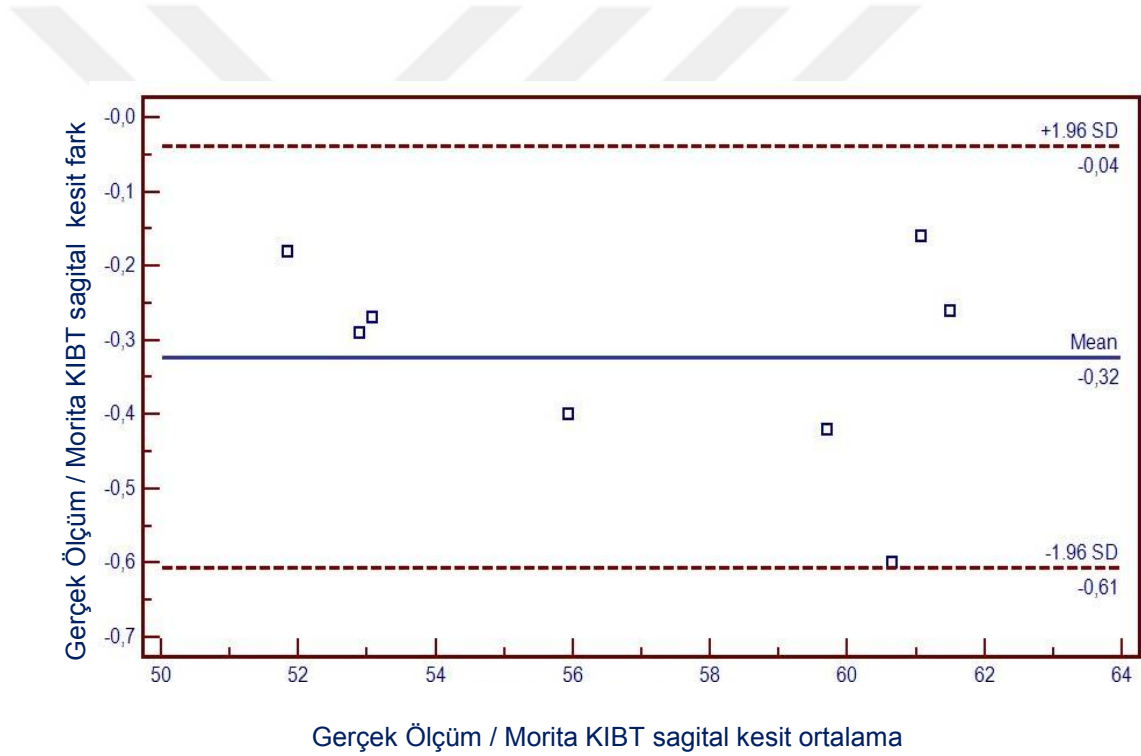
Tablo 5. Gerçek ölçüm, I-CAT ve Morita cihazlarıyla elde edilen KIBT görüntülerinin sagittal kesitlerinde yapılan ölçümlerin uyumu ve ikili karşılaştırmalar arasındaki uyum düzeyleri

Bölge	Üç yöntemin uyumu	%95 Güven Aralığı		İkili Karşılaştırmalar	ICC	%95 Güven Aralığı	
	ICC	Alt sınır	Üst sınır			Alt sınır	Üst sınır
1	0,992	0,966	0,998	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,987	0,878	0,998
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,996	0,620	1,000
				I-CAT-Morita	0,992	0,965	0,998
2	0,982	0,937	0,996	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,982	0,635	0,997
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,988	0,934	0,998
				I-CAT-Morita	0,977	0,901	0,995
3	0,987	0,945	0,997	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,979	0,722	0,996
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,996	0,694	0,999
				I-CAT-Morita	0,986	0,938	0,997
4	0,947	0,801	0,989	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,936	0,232	0,990
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,959	0,439	0,993
				I-CAT-Morita	0,941	0,739	0,988
5	0,963	0,853	0,992	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,949	0,306	0,992
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,979	0,754	0,996
				I-CAT-Morita	0,960	0,832	0,992
6	0,967	0,848	0,993	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,947	0,433	0,991
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,996	0,888	0,999
				I-CAT-Morita	0,959	0,749	0,992
7	0,954	0,836	0,990	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,957	0,306	0,993
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,959	0,711	0,992
				I-CAT-Morita	0,945	0,766	0,989
8	0,978	0,901	0,995	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,959	0,649	0,993
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,997	0,955	0,999
				I-CAT-Morita	0,976	0,826	0,995
9	0,970	0,874	0,994	Gerçek Ölçüm-I-CAT	0,951	0,482	0,992
				Gerçek Ölçüm-Morita	0,993	0,773	0,999
				I-CAT-Morita	0,962	0,830	0,992

Gerçek Ölçüm - Morita cihazıyla elde edilen KIBT görüntülerinin sagittal kesitlerinde yapılan ölçümlerin uyumu 9 bölge için ayrı ayrı değerlendirildiğinde;

1. bölge, sağ infraorbital foramen ve sol infraorbital foramenler arası mesafenin, Morita KIBT sagittal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.32 mm fazla olduğu (0.61 mm fazla, 0.04 mm az) gözlenmiştir.

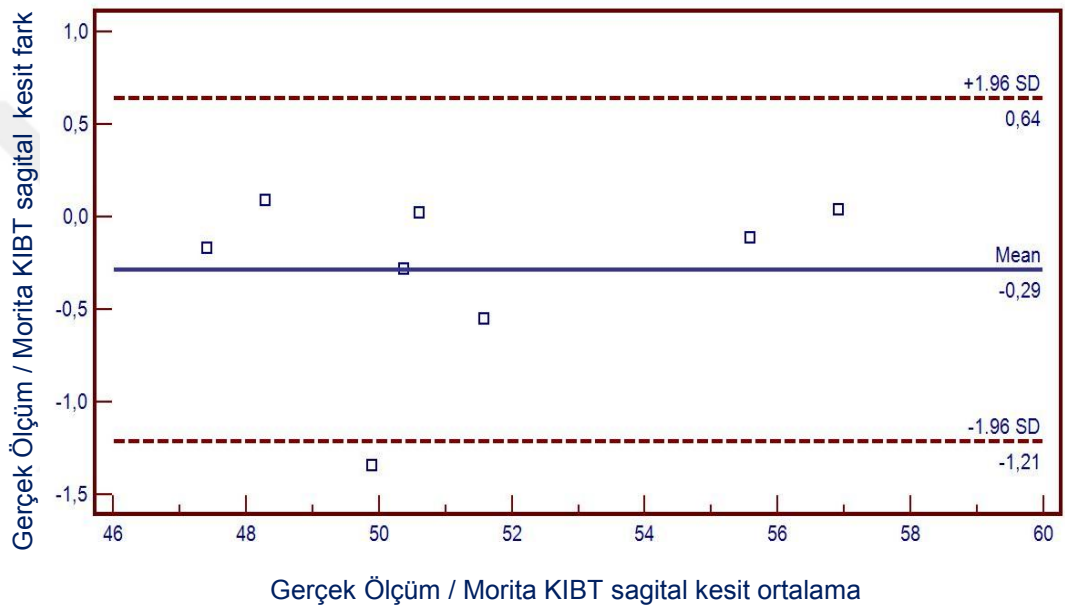
Tablo 5 ve şekil 10 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.996) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 10. Sağ infraorbital foramen ve sol infraorbital foramenler arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

2. bölge, anterior nazal spina ve posterior nazal spina arası mesafenin, Morita KIBT sagital kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.29 mm fazla olduğu (1.21 mm fazla, 0.64 mm az) gözlenmiştir.

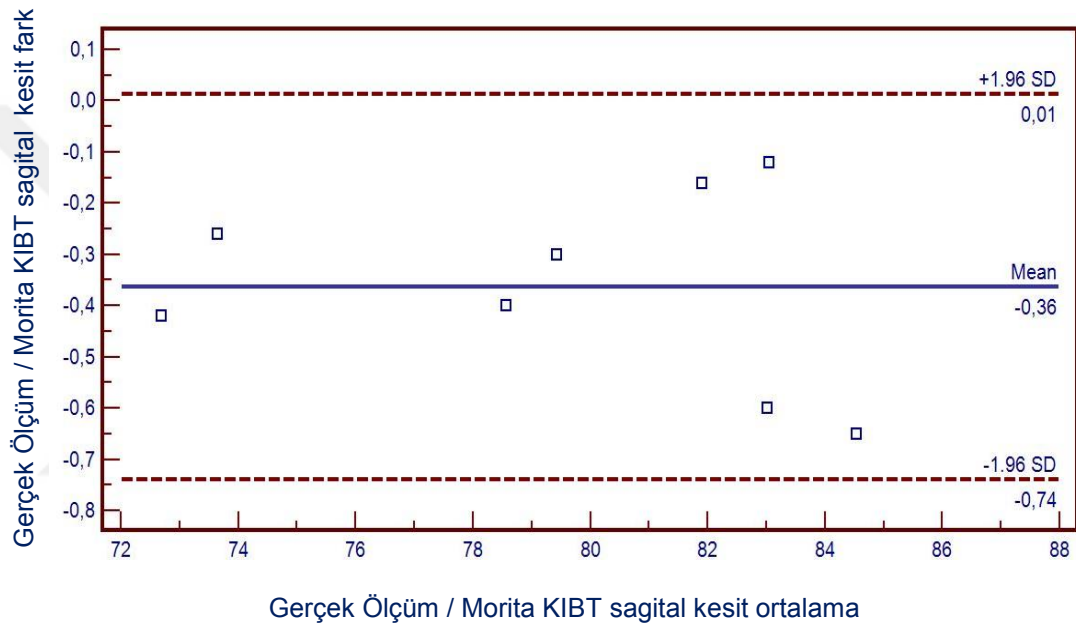
Tablo 5 ve şekil 11 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.988) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 11. Anterior nazal spina ve posterior nazal spina arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

3. bölge, sağ infraorbital foramen ve menton arası mesafenin, Morita KIBT sagittal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.36 mm fazla olduğu (0.74 mm fazla, 0.01 mm az) gözlenmiştir.

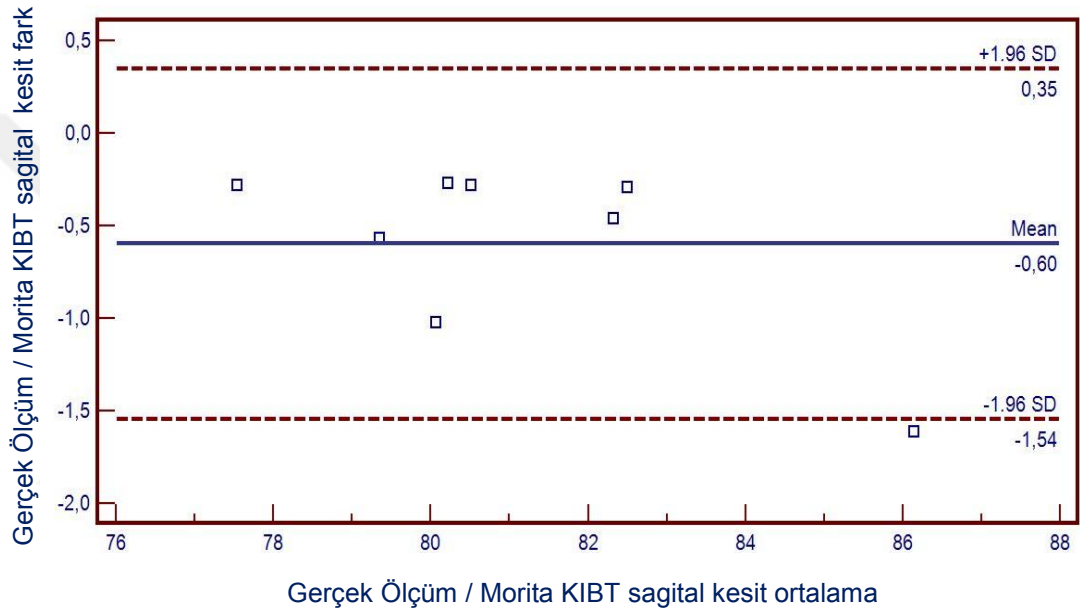
Tablo 5 ve şekil 12 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.996) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 12. Sağ infraorbital foramen ve menton arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

4. bölge, sol infraorbital foramen ve menton arası mesafenin, Morita KIBT sagittal kesitlerinde yapılan ölçülerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.60 mm fazla olduğu (1.54 mm fazla, 0.35 mm az) gözlenmiştir.

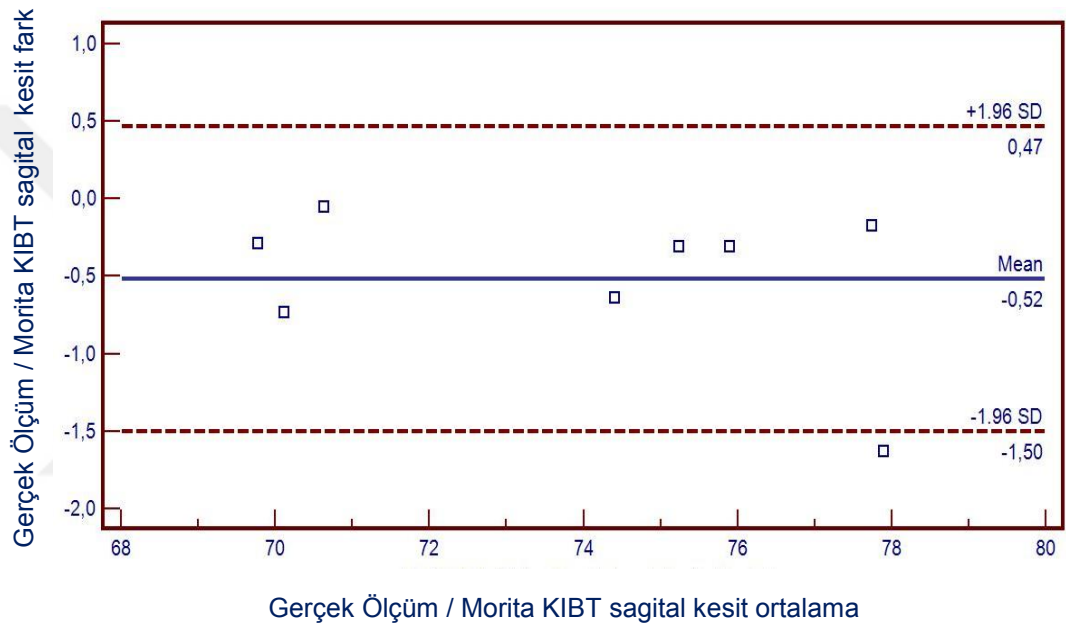
Tablo 5 ve şekil 13 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.959) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 13. Sol infraorbital foramen ve menton arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

5. bölge, sağ infraorbital foramen ve pogonion arası mesafenin, Morita KIBT sagittal kesitlerinde yapılan ölçülerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.52 mm fazla olduğu (1.50 mm fazla, 0.47 mm az) gözlenmiştir.

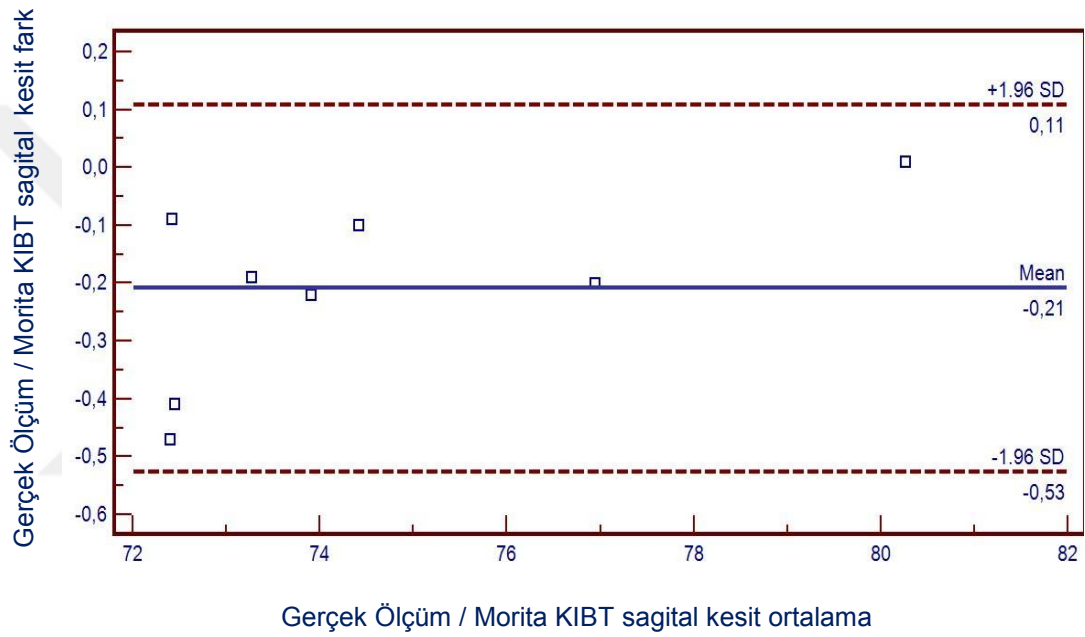
Tablo 5 ve şekil 14 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.979) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 14. Sağ infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

6. bölge, sol infraorbital foramen ve pogonion arası mesafenin, Morita KIBT sagittal kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.21 mm fazla olduğu (0.53 mm fazla, 0.11 mm az) gözlenmiştir.

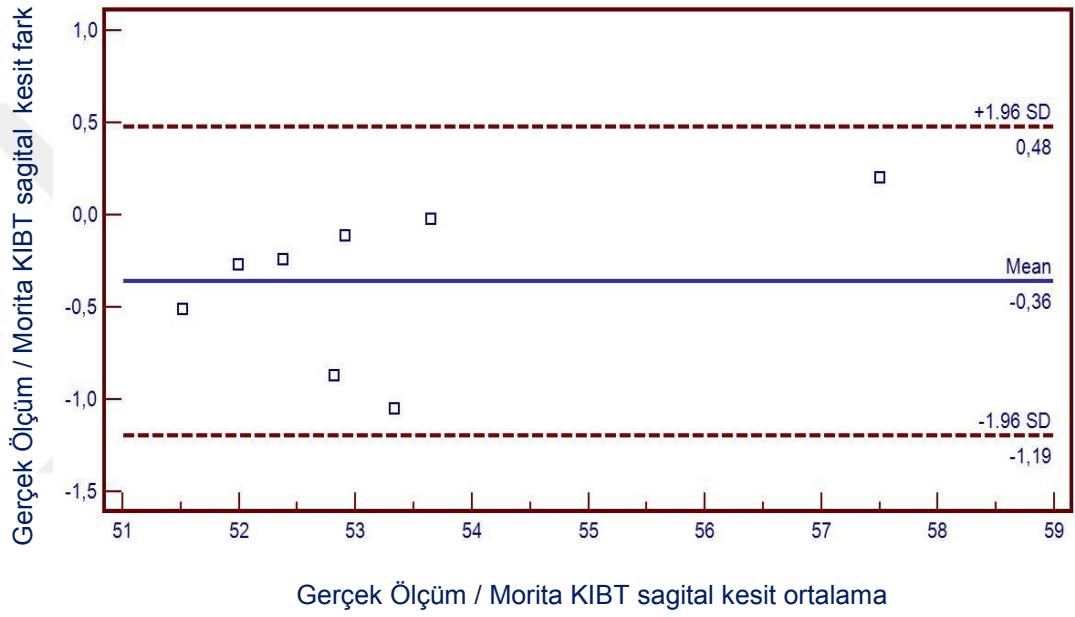
Tablo 5 ve şekil 15 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.996) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 15. Sol infraorbital foramen ve pogonion arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

7. bölge, nasion ve nazal kavite tabanının en derin noktası arası mesafenin, Morita KIBT sagittal kesitlerinde yapılan ölçülerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.36 mm fazla olduğu (1.19 mm fazla, 0.48 mm az) gözlenmiştir.

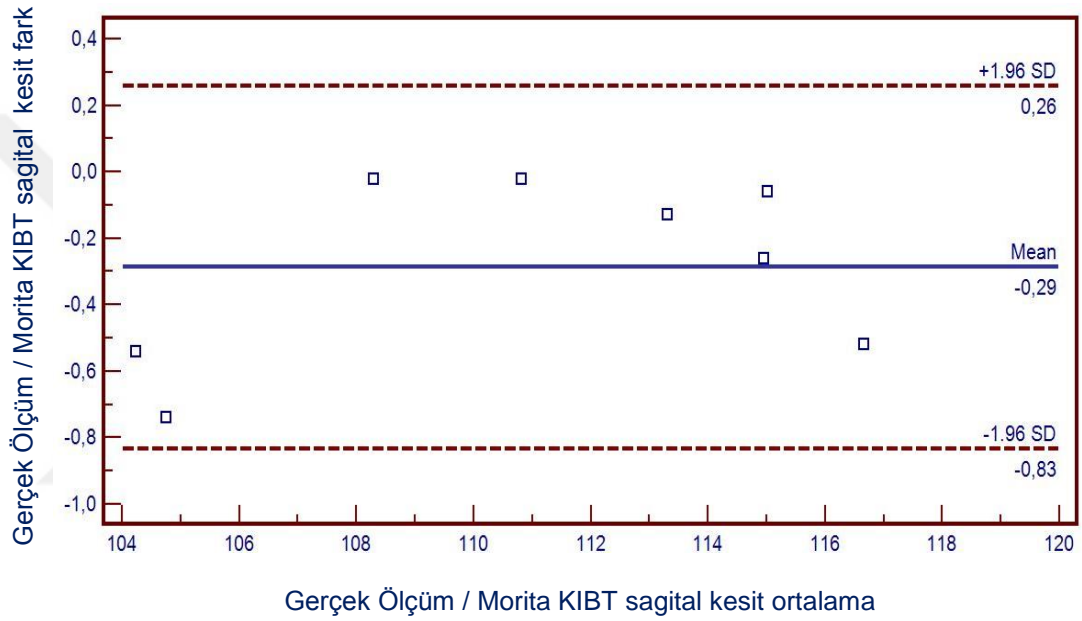
Tablo 5 ve şekil 16 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.959) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 16. Nasion ve nazal kavite tabanının en derin noktası arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagittal ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

8. bölge, nasion ve menton arası mesafenin, Morita KIBT sagital kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.29 mm fazla olduğu (0.83 mm fazla, 0.26 mm az) gözlenmiştir.

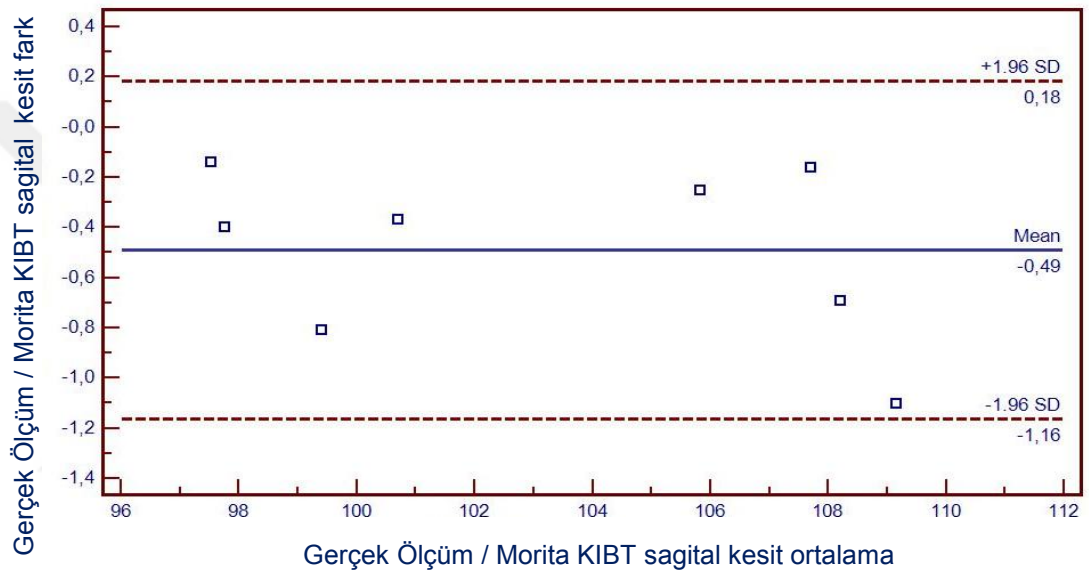
Tablo 5 ve şekil 17 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.997) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 17. Nasion ve menton arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita sagital ölçümlerinin Bland-Altman Grafiği

9. bölge, nasion ve pogonion arası mesafenin, Morita KIBT sagital kesitlerinde yapılan ölçümlerinin, gerçek ölçümlerden ortalama 0.49 mm fazla olduğu (1.16 mm fazla, 0.18 mm az) gözlenmiştir.

Tablo 5 ve şekil 18 birlikte değerlendirildiğinde gerçek ölçüm ve Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerin mükemmel uyum (ICC= 0.979) gösterdiği görülmektedir.



Şekil 18. Nasion ve pogonion arası mesafe için Gerçek Ölçüm-Morita koronal ölçümlerinin BlandAltman Grafiği

5. TARTIŞMA

Ortodontide teşhis ve tedavi planlamasında sıkça başvuru olan sefalometrinin geçerliliği, etkinliği ve katkısı hala tartışmalıdır. Sefalometrik radyograflardaki magnifikasyon ve distorsiyonun anatomik landmarkların belirlenmesinde ve özellikle transvers ölçümlerde hatalara neden olduğu gösterilmiştir.(54)Duroo ve ark.'nın 2013 yılında yaptığı derlemede mevcut literatür bilgisinin 2 boyutlu sefolometrik radyografların, ortodontide teşhis ve tedavi planlamasına etkisi ve faydasına dair yeterli bilimsel kanıt sunamadığı sonucuna varılmıştır.(6)

KIBT'nin 1990'larda diş hekimliğinde kullanıma girmesiyle maksillofasiyal bölgenin üç boyutlu olarak detaylı değerlendirilmesi daha kısa sürede ve BT'ye göre daha düşük radyasyon dozu ile elde edilmeye başlanmıştır.(4) KIBT, periodontal aralık, kök kanalı gibi çok küçük bölgeleri olduğu kadar maksillofasiyal bölgenin tamamını da detaylı olarak değerlendirebilmektedir. KIBT teknolojisindeki gelişmeler, ortodontik teşhis ve tedavi planlamalarında üç boyutlu değerlendirmelerin kullanımını giderek arttırmaktadır.

Kapila ve ark.'ı 2015 yılında,KIBT'nin endikasyonları ve tedavi sonuçlarına etkisini değerlendirmek amacıyla kapsamlı bir literatür taraması yapmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına bakıldığında; KIBT'nin, iki boyutlu grafilerle yeterli bilgi sağlanamadığında alınması önerilmektedir. KIBT kullanımının bazı vakalarda tanıyı ve dolayısıyla tedavi planını değiştirerek sonuçları iyileştirdiği ortaya konmuştur. Özellikle; gömülü ve süpernümerer dişler, kök rezorpsiyonları ve angulasyonları, yarı dudak-damak, maksiller transvers yetersizlik, hava yolu analizi, obstrüktif uyku apnesi, TME bozuklukları ve kraniyofasiyal cerrahi vakalarında KIBT kullanımının teşhis ve tedavi planlamasına olan katkısı ortaya kondukça ortodontideki kullanımı da giderek artacaktır.(55)KIBT, ortodontide kullanılmaya başlandıkça ortodontik teşhis ve tedavide faydalanılan anatomik noktalar, çizgiler, uzaklıklar, açı ölçümleri yerlerini yüzeylere, bölgelere ve alan hesaplarına bırakacaktır.(46)

Konik ışın teknolojisi, konvansiyonel BT'den yaklaşık 4 kat daha az radyasyon ile üç boyutlu hacimsel görüntüler sağlıyor olsa da radyasyon dozu iki boyutlu grafilere göredaha yüksektir. Ortodontide rutin olarak kullanılan lateral sefalometri,

posteroanterior grafi ve panoramik radyografin toplam radyasyon dozu 25-35 μSv iken büyük FOV bir KIBT'nin dozu 68-1073 μSv arasında değişmektedir.(54)Ludlow ve ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada ise erişkin bireyler için farklı protokoller kullanılarak alınan KIBT'lerde efektif dozlar büyük FOV için: 46-1073 μSv , orta FOV:9-560 μSv , küçük FOV için:5-652 μSv arasında değişmektedir. Çocuk bireylerde etkin dozlar ise; büyük ve orta FOV için:13-769 μSv , küçük FOV için:5-582 μSv arasındadır.(56)

Pauwels ve ark.'nın, FOV boyutu ve rotasyon açısının efektif radyasyon dozuna etkisini değerlendirmek amacıyla, Morita 3D Accuitomo 170 KIBT cihazı kullandıkları çalışmada, FOV boyutunun özellikle de yüksekliğin efektif radyasyon dozu üzerine etkisinin daha fazla olduğu ortaya konmuştur. Aynı çalışmada maksiller kanin bölgeden FOV alanı 4x4, ışınlama parametreleri: 90 kVp, 5 mA ışınlama süresi 17.5 saniye olacak şekilde KIBT görüntüsü için efektif radyasyon dozunun 54 μSv , maksilladan alınan 17x12 FOV için efektif radyasyon dozunun 303 μSv olduğu belirtilmiştir.(29)

Hastanın maruz kaldığı dozdaki küçük bir artış bile riski artırır. Bu durum çoğunluğunu genç bireylerin oluşturduğu ortodontik amaçlı görüntülemelerde daha da önemlidir. Ancak ortodontik amaçlı görüntülemelerde radyasyona maruz kalma açısından bir sınır ya da 'güvenlik bölgesi' yoktur. KIBT ile hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunu azaltmak için çeşitli yöntemler vardır. Işınlama parametrelerinin (kVp, mA) ayarlanması, temel projeksiyon görüntülerinin sayısının azaltılması ile maruz kalınan radyasyon dozu azaltılabilir. Ayrıca kurşun önlükler ve tiroid koruyucular kullanılması hastalar için riski azaltır. Son zamanlarda bazı üretici firmalar 'düşük doz protokolleri' kullanarak orta hatta büyük FOV KIBT görüntüleri sağlayan cihazlar üretmeye başlamıştır. Rotasyonel arkın, mA ve kVp'nin, temel görüntü sayısının ve bu faktörlerin kombine olarak ayarlanması ile KIBT görüntüleme ile maruz kalınan doz, konvansiyonel panoramik radyograflarla karşılaştırılabilir düzeye inmektedir.(14-24 μSv) Bununla birlikte elde edilen görüntülerin kalitesinde azalma meydana gelir.(57)

Feragalli ve ark.'nın dental yapıların ve maksillofasiyal bölgenin KIBT ile görüntülenmesinde düşük doz protokollerini deneysel olarak değerlendirdikleri

çalışmanın sonucunda büyük FOV alanı ve düşük doz protokollerinin uygulandığı (80 kVp, 5 Ma, 15 saniye) normal çözünürlük kalitesindeki görüntüler ile hastanın maruz kaldığı doz 35 μ Sv'a kadar düşmektedir. Görece düşük radyasyon dozu ve yüksek görüntü kalitesinin elde edildiği bu protokol, maksillofasiyal bölgenin bir bütün olarak değerlendirilmesinin tedavi planını olumlu yönde etkileyeceği düşünüldüğünde uygulanabilir.(58)

KIBT ile tedavi sonuçlarını olumlu yönde etkileyecek bilgiler elde edilse de, her hastada rutin olarak kullanımı önerilmemektedir. KIBT özellikle ortognatik cerrahi gibi kompleks tedavi planlaması gereken durumlarda alınabilir. Amerika Dış Hekimleri Birliği (ADA) ve İngiliz Ortodonti Topluluğunun yönergelerinde; kullanılacak görüntüleme yöntemi ile elde edilecek bilgilerin, teşhis ve tedaviye yön vereceği durumlarda uygulanması gerektiğini ve alınacak radyasyon miktarını azaltacak tekniklerin kullanılması gerektiğini belirtirken, ALARA prensibine uyulmasını işaret etmektedir.(46,57)

Tüm bu bilgiler ışığında, çocuk ve büyüme-gelişim dönemindeki hastalarda KIBT,doğru teşhis ve dolayısıyla doğru tedavi için gerekli olduğu durumlarda uygulanmalı sonucuna varılmaktadır.

Özellikle implant planlaması, ortodonti ve ortognatik cerrahi vakalarının planlamalarında yapılan ölçümlerin doğruluğu büyük önem taşımaktadır. Sefalometrik analizlerde üç boyutlu rekonstrükte edilen görüntülerdeki lineer ölçümlerin hatalarını azaltmaya yönelik çalışmalarda, KIBT teknolojisinin kullanımının gerçek boyutlara en yakın sonuçlar verdiği ve klinik olarak kullanılabileceği gösterilmiştir.(52)

Ortodonti ve ortognatik cerrahi planlamalarında büyük FOV'lu cihazlara ihtiyaç olsa da bu cihazların maliyetleri çok daha yüksek olduğundan her klinikte bulunmamaktadır.(46) Bunun yanı sıra büyük FOV'lu cihazlarda büyük dedektörlerin kullanılması, voksel boyutunun artmasına ve detayın azalmasına neden olabilir. Ayrıca hastanın aldığı radyasyon dozunun da, sınırlı alan ile alınıp birleştirilerek oluşturulan görüntülere göre daha yüksek olacağı düşünülmektedir. Bununla birlikte bunun doğrulanması için konu ile ilgili yapılacak doz çalışmalarına ihtiyaç

vardır. Tam kafa görüntülerinin elde edilebilmesi için büyük dedektör kullanımının tüm bu dezavantajları göz önünde bulundurulduğunda; daha küçük dedektörü bulunan KIBT cihazlarıyla, sınırlı alan görüntülerinin elde edilerek birleştirilmesinin daha avantajlı olabileceği görülmektedir.

Stitching; geniş bir bölgeyi inceleyebilmek için iki veya üç küçük FOV görüntüyü bir araya getirerek daha geniş bir imaj ortaya koyan kompozit 3D görüntüdür. Bu yöntemin avantajları arasında; daha geniş bir uygulama yelpazesi, ekonomik olması ve hasta güvenliği için radyasyon dozunun optimize edilebilmesi sayılabilir.(59) Genişletilmiş veya çift tarama yöntemi olarak da belirtilen ‘stitching’ uygulaması esnasında hasta sabitken görüntüleme alanı değiştirilerek tekrar görüntü elde edilir. Görüntülerin birleştirilmesi donanıma dayalı olarak gerçekleştirilse de yazılım tabanlı görüntü kaydı veya füzyon da mümkündür. Operatör spesifik anatomik noktalardan faydalanarak bu işlemi manuel olarak gerçekleştirir. Son zamanlarda bu görüntüleri hizalamaya ve birleştirmeye yardımcı olan yarı otomatik ve otomatik sistemler de geliştirilmeye başlanmıştır.(13) Bu konu ile ilgili literatürde yapılmış yeterli çalışma olmadığı için ‘‘Stitching’’ adı verilen birleştirme yöntemiyle oluşturulan KIBT görüntülerinin doğruluğunun ve büyük dedektörlere göre radyasyon dozunun test edilerek kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi gerekmektedir.

Bu nedenle çalışmamızda sınırlı alanlar ışınlanarak birleştirilen ve büyük FOV ile elde edilen tam kafa görüntülerindeki lineer ölçümlerin doğruluğunun karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Literatürde, ‘stitching’ ya da KIBT görüntülerinin birleştirilmesi ile ilgili az sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Moon Key Kim ve ark.’nın ‘stitching’ yönteminin doğruluğu ve geçerliliğinin tespiti ile ilgili yapmış olduğu çalışmada 10 adet plastik kafanın görüntüsü konvansiyonel BT ve KIBT ile elde edilmiştir. Çalışmada KIBT ile alınan sınırlı alan görüntülerinin birleştirilmesi hem manuel olarak hem de yazılım aracılığı ile oluşturulmuş ve birbirleriyle kıyaslanmıştır. Sonuç olarak; manuel olarak birleştirilen KIBT görüntüleri ile gerçek ölçümler arasında anlamlı fark bulunmazken yazılım ile oluşturulan KIBT görüntüleri ve gerçek ölçümler arasında anlamlı fark bulunmuştur.(13) Kopp ve ark.’ı stitching yöntemiyle oluşturulan KIBT

görüntülerinin doğruluğu ve güvenilirliği ile ilgili yapmış oldukları çalışmanın sonucunda gerçek ölçümlerle KIBT görüntüleri arasında klinik olarak önemsiz düzeyde farklar olduğunu ve bunun cerrahi rehber plakların oluşturulmasında önemsiz olduğunu belirtmişlerdir. Ancak bu küçük farkların teşhis ve tedavi planlamasında önemli olabileceğini ve stitching ile oluşturulan görüntülerin doğruluğunun ve kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi için daha ileri çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir.(60)

Çalışmamızda; Morita cihazının yeni bir özelliği olan sınırlı alanlar ışınlanıp birleştirilerek oluşturulan tam kafa görüntülerinde ve I-CAT cihazının büyük FOV'u ile elde edilen tam kafa görüntülerinde yapılan lineer ölçümlerin doğruluğudeğerlendirilmiştir. 8 kuru kafada ortodontik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan noktalar arasındaki mesafeler bu görüntülerde ölçülmüş ve kuru kafalar üzerinde yapılan 'gerçek ölçüm'lerle karşılaştırılmıştır.Çalışmanın sonuçları incelendiğinde hem I-CAT hem de Morita cihazıyla yapılan ölçümler ile gerçek ölçümler arasındaistatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Morita cihazının sonuçlarının, I-CAT cihazına göre biraz daha iyi olduğu görülmüştür. Sonuç olarak; Morita KIBT cihazının stitching yönteminin, tam kafa görüntülerin elde edilmesinde güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

Literatürde KIBT görüntülerinde lineer ölçümlerin doğruluğunun değerlendirildiği çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda daha çok plastik kafalar ve kuru insan kafaları kullanılmış ve referans noktalar güta-perka veya metal objeler ile işaretlenmiştir.(30,52,61) Çalışmamızda ise 8 adet insan kuru kafası kullanılmış ve referans noktaları olarak ortodontik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan sefolometrik noktalar belirlenmiş ancak işaretleyici yerleştirilmemiştir. Çalışmada plastik maketler veya hayvan kafaları seçilmemesinin nedeni yapılacak doğruluk çalışmasının gerçeğe en yakın şartlarda gerçekleştirilmeye çalışılmasıdır. Herhangi bir işaretleyici kullanılmamasının nedeni de metal artefaktları nedeniyle oluşabilecek problemlerin önüne geçmek ve yine klinik şartları en iyi şekilde taklit etmektir.

Literatürde lineer ölçümlerin doğruluğu üzerine yapılan çalışmaların çoğunda baş pozisyonundaki değişikliklerin sonuçlar üzerine etkisi de araştırılmıştır.

Berco ve ark. 'nın yapmış olduğu çalışmada, 1 adet kuru kafa üzerinde 17 sefalometrik nokta belirlenerek bu noktalara metal objeler yerleştirilmiş toplam 27 bölgenin ölçümü yapılmıştır. KIBT görüntüleri I-CAT cihazı ile alınmış, birinci ışınlamadan sonra kuru kafanın pozisyonu değiştirilerek tekrar ışınlama yapılmış ve ikinci görüntü elde edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, kullanılan I-CAT KIBT cihazının klinik olarak doğru ve kullanılabilir olduğu belirtilmiş olup baş pozisyonundaki değişikliğin ölçümlerin doğruluğunu etkilemediği vurgulanmıştır.(10) Farklı baş pozisyonlarının ölçümlerin doğruluğu üzerine etkisinin değerlendirildiği bir başka çalışmada ideal ve rotasyonel pozisyonda alınan KIBT görüntüleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.(62)

Lund ve ark.'nın Morita KIBT cihazı ile yapmış olduğu çalışmada ise yapılan lineer ölçümlerin, yüksek hassasiyet ve doğruluk gösterdiği belirtilmiştir. Yine aynı çalışmada farklı pozisyonlamanın ölçüm doğruluğu üzerine etkisinin olmadığı vurgulanmıştır. (63)Ancak Shokri ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada KIBT ve konvansiyonel sefalometrik radyograflarda farklı baş pozisyonlarının ölçümleri etkilediğisonucuna ulaşılmıştır.(54)

Farklı KIBT cihazlarında, lineer ölçümlerin doğruluğunun karşılaştırıldığı çalışmalar da bulunmaktadır.Stratemann ve ark.'nın1 adet kuru kafa ve 1 adet plastik kafa ile yapmış oldukları çalışmada, lineer ölçümlerin doğruluğunu iki farklı KIBT cihazı ile kıyaslamışlardır. Çalışmada NewTomH QR DVT 9000 ve Hitachi MercuRay KIBT cihazları kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda her iki KIBT cihazının doğruluğunun oldukça iyi olduğu ve cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir.(64)Kamburoglu ve ark. ise kuru kafa üzerinde lineer ölçümlerin doğruluğu ve tekrarlanabilirliğini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada KIBT görüntülerini; 3D Accuitomo 170 ve Iluma cihazları ile elde etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda gerçek ölçümler ve KIBT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamış ve dentomaksillofasiyal bölgede bu cihazların kullanılabileceği belirtilmiştir.(30)

Çalışmamızda tam kafa görüntüleri ortodontik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan I-CAT KIBT cihazı ile elde edilmiştir. Sınırlı alan görüntüleri iseMorita KIBT cihazı

ile elde edilmiştir. Her iki cihazın sonuçları, gerçek ölçümden çok az düzeyde yüksek olmakla birlikte bu fark klinikte kullanımı etkilemeyecek düzeydedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmada KIBT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçümler arası uyum sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC) kullanılarak belirlenmiştir. Her iki KIBT cihazı ile gerçek ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ölçümler arasında yüksek veya mükemmel uyum olduğu görülmüştür. Morita cihazının sonuçlarının, I-CAT cihazına göre biraz daha iyi olduğu görülmüştür.

Çalışmada, sınırlı alan ışınlanıp birleştirilerek elde edilen tam kafa görüntülerinin doğruluğu araştırıldığından, Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerin sagittal ve koronal kesitlerinde yapılan ölçümler ve gerçek ölçüm arasındaki uyum Sınıf içi korelasyon katsayısına ek olarak Bland-Altman grafikleri ile de değerlendirilmiştir.

Gerçek Ölçüm ile Morita cihazıyla elde edilen KIBT görüntülerinde yapılan ölçümlerin uyumu 9 bölge için ayrı ayrı değerlendirilmiş ve her bölgede ölçümler arasında mükemmel düzeyde uyum olduğu görülmüştür.

KIBT ile tedavi sonuçlarını olumlu yönde etkileyecek bilgiler elde edilse de , her hastada rutin olarak kullanımı önerilmemektedir. KIBT, özellikle ortognatik cerrahi gibi kompleks tedavi planlaması gereken durumlarda alınabilir

Sonuç olarak; Morita KIBT cihazının sınırlı alanları ışınlayarak birleştirme yönteminin, tam kafa görüntülerin elde edilmesinde güvenle kullanılabileceği görülse de bu yöntemle oluşturulan KIBT görüntülerinin doğruluğunun değerlendirilmesi ile ilgili ilave çalışmalara ve büyük dedektörlere göre radyasyon dozunun test edilerek kullanılabilirliğinin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Butt A, Savage NW. Digital display monitor performance in general dental practice. *Aust Dent J* 60: 240–246, 2015
2. Farman AG. Getting the Most Out of Panoramic Radiographic Interpretation. *Panoramic Radiology*.(Farman A.G, ed). 232: 237, 2007
4. Scarfe WC, Farman AG. Cone-beam computed tomography: volume acquisition.. White SC, Pharoah MJ, eds. *Oral Radiology: Principles and Interpretation*. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; 524-41, 2014
5. Jose M, Varghese J. Panoramic radiograph a valuable diagnostic tool in dental practice-report of three cases. *Int J Dent clin* 3(4):47-49, 2011
6. Durao AR, Pittayapat P, Rockenbach MIB. Validity of 2D lateral cephalometry in orthodontics: a systematic review. *Prog Orthod* 14:31, 2013
7. Kechagia NM. İskeletsel sınıf I, sınıf II, sınıf III vakaların panoramik radyografi özelliklerinin belirlenmesi. Doktora tezi , Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara, 2000.
8. Harorlı A. *Ağız Diş ve Çene Radyolojisi*, 1. baskı. İstanbul: Nobel; 2014.
9. Naragond A, Kenganal S, Sagarkar R. Diagnostic limitations of cephalometrics in orthodontics-a review. *J Dent Med Sci* 3(1):30–35, 2012
10. Berco M, Rigali PH, Miner RM. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136:1-17, 2009.
11. Kamakshi SS, Tarani S, Naik V. The third dimension of dentistry: cone beam computed tomography - Its applications. *J Adv Clin Res Insights* 3:200–4, 2016.
12. Bryant JA, Drage NA, Richmond S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. *Dentomaxillofac Radiol* 37:365–374, 2008
13. Kim MK, Kang SH, Lee EH. Accuracy and validity of stitching sectional cone beam computed tomographic images. *J Craniofac Surg* 23(4):1071–1076, 2012
14. Qu X, Li G, Ludlow JB. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 110(6):770–6, 2010

15. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *Am J Neuroradiol* 30:1285–92, 2009
16. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod. Craniofacial Res.* 6(1):31–36, 2013
17. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 28:245-248, 1999
18. Scarfe WC, Farman AG, Levin MD. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. *Alpha Omegan* 103(2):62-7, 2010
19. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am.* 1(6):612–9, 1984
20. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A. Original article A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique : preliminary results. *Eur Radiol*8:1558-1564, 1998
21. Orhan K. Diş hekimliğinde konik ışınli komputerize tomografinin (KIKT) yeri ve önemi. *7tepe klinik* 3:6-17, 2012
22. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J.* 57(1):46–60, 2012
23. Tyndall DA, Kohltfarber H. Application of cone beam volumetric tomography in endodontics. *Aust. Dent. J.* 57:(1): 72–81, 2012
24. Acar B, Kamburoğlu K. Use of cone beam computed tomography in periodontology. *World J Radiol* 28:6(5): 139-147, 2014
25. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 72(1):75–80, 2006
26. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 52(4):707–30, 2008
27. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 32(4):229–34, 2003

28. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 39(6):323–335, 2010
29. Pauwels R, Zhang G, Theodorakou C. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. *Br J Radiol* 87:20130654, 2014
30. Kaburoğlu K, Kolsuz E, Kurt H. Accuracy of CBCT Measurements of a Human Skull. *J Digit Imaging* 24:787–793, 2011
31. Farman AG. Raising standards: digital interoperability and DICOM. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 99(5):525-526, 2005
32. Kaya BÜ. Endodontide Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Uygulama Alanları. *EÜ Dişhek Fak Derg* 33(1): 21-31, 2012
33. Patel S, Dawood A, Ford TP. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 40:818–830, 2007
34. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment and endodontic applications. *Dent Clin N Am* 52:825–841, 2008
35. Walter C, Schmidt JC, Dula K. Cone beam computed tomography (CBCT) for diagnosis and treatment planning in periodontology: a systematic review. *Quintessence Int* 47:25–37, 2016
36. Wolff J, Pawelzik J, Cohnen M. A comparison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assessment of impacted mandibular third molars. *J Oral Maxillofac Surg* 60(9):979-84, 2002
37. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 33:196–201, 2004
38. Mah JK, Danforth RA, Bumann A. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96(4):508-13, 2003
39. Becker A, Chaushu S, Casap-Caspi N. Cone-beam computed tomography and the orthosurgical management of impacted teeth. *J Am Dent Assoc* 141(10):14-18, 2010

40. Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J* 42(2):128-137, 2005
41. Kau CH, Bozic M, English J. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region – an update. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg* 5:366–380, 2009
42. Aboudara CA, Hatcher D, Nielsen IL. A three dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthod Craniofac Res* 6(1):173-5, 2003
43. Cevidanes LHS, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone- beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129(5):611-618, 2005
44. Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y. Two and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam computed tomography. *Angle Orthod* 75(6):895-903, 2005
45. Ahmad M, Jenny J, Downie M. Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Aust Dent J* 57(1):82-94, 2012
46. Kau CH, Richmond S, Palomo JM. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod*32(4): 282-293, 2005
47. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 33(5):285-90, 2004
48. Koyama S, Aoyama T, Oda N. Radiation dose evaluation in tomosynthesis and C-arm cone-beam CT examinations with an anthropomorphic phantom. *Am. Assoc. Phys. Med.* 37(8):4298-4306, 2010
49. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc* 141(3):3-6, 2010
50. Chen L, Shaw CC, Altunbas MC. Spatial resolution properties in cone beam CT: A simulation study. *Med Phys* 35(2):724–734, 2008
51. Ludlow JB, Davies-ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 35:219–226, 2006
52. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 78(3):387-95, 2008

53. Ateş C, Öztuna D, Genç Y. Sağlık Araştırmalarında Sınıf İçi Korelasyon Katsayısının Kullanımı. *Turkiye Klinikleri J Biostat* 1(2):59-64, 2009
54. Shokri A, Miresmaeili A, Farhadian N. Effect of changing the head position on accuracy of transverse measurements of the maxillofacial region made on cone beam computed tomography and conventional posterior-anterior cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol* 46:20160180, 2017
55. Kapila SD, Nervina JM. CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofac Radiol* 44:20140282, 2015
56. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 44:20140197, 2015
57. Scarfe W, Azevedo B, Toghiani S. Cone beam computed tomographic imaging in orthodontics. *Aust Dent J* 62:33–50, 2017
58. Feragalli B, Rampado O, Abate C. Cone beam computed tomography for dental and maxillofacial imaging: technique improvement and low-dose protocols. *Radiol Med*. 122(8):581-8, 2017
59. Egbert N, Cagna DR, Ahuja S. Accuracy and reliability of stitched cone-beam computed tomography images. *Imaging Sci Dent* 45:41-47, 2015
60. Kopp S, Ottl P. Dimensional stability in composite cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 39:512–516, 2010
61. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 33(5):291–294, 2004
62. Hassan B, Stelt P Van Der, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod* 31:129–34, 2009
63. Lund H, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitomo tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 38:379–386, 2009

64. Stratemann SA, Huang JC, Maki K. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol.* 37(2):80–93, 2008

