



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA
TEZİ**

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE
KAFA POZİSYONLANDIRMASININ MANDİBULADAKİ
KORTİKAL KEMİK KALINLIĞI ÜZERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

BERRİN ÇELİK

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

MAYIS 2019



**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE
KAFA POZİSYONLANDIRMASININ MANDİBULADAKİ KORTİKAL
KEMİK KALINLIĞI ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Berrin ÇELİK

**DOKTORA TEZİ
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

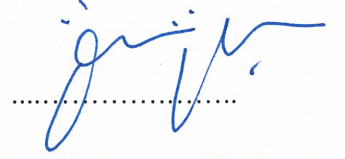
MAYIS 2019

Berrin ÇELİK tarafından hazırlanan “KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE KAFA POZİSYONLANDIRMASININ MANDİBULADAKİ KORTİKAL KEMİK KALINLIĞI ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Cemile Özlem ÜÇÖK

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi, Gazi Üniversitesi

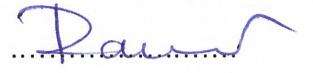
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan: Prof. Dr. Rana NALÇACI

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Prof. Dr. İlkay PEKER

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi, Gazi Üniversitesi

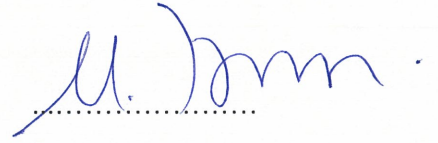
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Prof. Dr. Meryem TORAMAN ALKURT

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Dr. Öğr. Üyesi Selma ÇALIŞKAN

Anatomi, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Tez Savunma Tarihi: 28 / 05 / 2019

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Berrin ÇELİK

28.05.2019

KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE
KAFA POZİSYONLANDIRMASININ MANDİBULADAKİ KORTİKAL KEMİK
KALINLIĞI ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

Berrin Çelik

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mayıs 2019

ÖZET

Görüntüleme tekniklerinde hasta pozisyonlandırması esnasında oluşan hatalar nedeniyle boyutsal ölçümlerde değişiklik meydana gelebilir. Bu durum, klinik pratikte görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerde hatalara yol açar. Bu çalışmanın amacı, insan kuru mandibulaları üzerinde yapılan bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığını konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT) görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerle karşılaştırmak, farklı kafa pozisyonlandırmasının KİBT ölçümlerine olan etkisini değerlendirmektir. Ayrıca KİBT ölçümlerinin fiziksel ölçümlere göre oluşan farklılığın diş türü (anterior-premolar-molar) ve çene yönü (sağ-sol çene) etkisini incelemektir. Çalışma için 26 insan kuru mandibulasında, ilgili alanlarda guta perka yardımı ile referans noktalar belirlendi. Ön-arka ve sağ-sol yönde (10° açılama) farklı pozisyonlarda mandibulaların KİBT görüntüleri elde edildi. Mandibula ve radyografik görüntüler üzerinde, bukkal ile lingual kortikal kemiğin kalınlık ortalamaları hesap edilerek, birbirleri arasındaki ortalama farklar belirlendi. Ölçümler iki gözlemci tarafından yapıldı ve 15 gün sonra ölçümlerin % 15'i tekrarlandı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edildi. Analiz için verilerin dağılımları Shapiro-Wilk testi ve normallik grafikleri ile incelendi. Ölçümler ortalama $\pm$ standart sapma ($ort \pm ss$) ve ortanca (değişim aralığı: DA) ile özetlendi. Veriler ANOVA testi ile analiz edildi. Ölçümlerin fiziksel ölçümle uyumu ve gözlemci-içi ile gözlemciler arası uyumu sınıf-içi korelasyon katsayı (SKK) ile incelendi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi. KİBT ölçümlerinin, fiziksel ölçümlerden istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiği belirlendi. Bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığı için sırasıyla 0,005-0,203 mm ve 0,004-0,183 mm 'lik ortalama farklılıklar tespit edildi. KİBT ölçümleri, anterior ve premolar bölgede fiziksel ölçümlere göre daha yüksek bulunurken molar bölgede daha düşük ölçüldü. Dişlerin konumuna göre değerlendirildiğinde ise sağ-sol çenede birbirinden anlamlı düzeyde farklı olmadığı görüldü. Gözlemci-içi ve gözlemciler arası yüksek uyum gözlemlendi. KİBT ölçümlerinin doğruluğu ve güvenilirliği üzerine, kafanın farklı pozisyonlanmasının bir etkisi görülmedi. Fiziksel ölçümlerle karşılaştırıldığında KİBT ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermesine rağmen bu farklılık $\leq 0,2$ mm olup, klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğu ve bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığını değerlendirmek için güvenle kullanılabileceği sonucuna varıldı.

Bilim Kodu : 1044
Anahtar Kelimeler : KİBT, kortikal kemik kalınlığı, kafa pozisyonlandırma, mandibula
Sayfa Adedi : 82
Danışman : Prof. Dr. Cemile Özlem Üçok

EVALUATION OF THE EFFECT OF HEAD POSITIONING ON CORTICAL BONE
THICKNESS IN MANDIBLE IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY

(Ph. D. Thesis)

Berrin ÇELİK

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

May 2019

ABSTRACT

Changes in dimensional measurements due to malpositioning of patients are possible. This condition leads measurement errors on the images in clinical practice. The aim of this study is to compare the buccal and lingual bone thickness of human dry mandible with the measurements obtained on CBCT images and to evaluate the effects of various head positioning on CBCT. We also aimed to determine the differences between actual physical measurements and CBCT measurements in terms of tooth type (anterior-premolar-molar) and jaw side (right-left). In the present study reference points were indicated by gutta percha in 26 human dry mandibles. The CBCT images of the mandibles were obtained in the anteroposterior and right-left directions (100 angle). The average buccal and lingual cortical bone thickness on dry mandibles and radiologic images were individually measured and the mean difference between actual and radiologic measurements was obtained. The measurements were performed by two observers and 15 days later 15% of the measurements were repeated. Obtained data were statistically analysed. Data distribution was analyzed using Shapiro-Wilk test and normality graphs. The measurements were evaluated by the mean $\pm$ standard deviation (mean $\pm$ sd) and median (range: R). Data were analyzed by ANOVA test. The consistency of the measurements between two approaches and the intra-observer, inter-observer agreement were examined by intra-class correlation coefficient (ICC). Statistical significance was considered as $p < 0.05$. It was shown that there was a statistically significant difference between the measurements performed on dry mandibles and CBCT images. Mean differences for buccal and lingual cortical bone thickness were found between 0.005-0.203 mm and 0.004-0.183 mm respectively. CBCT results were higher in the anterior and premolar region and lower in the molar region compared to the values of physical measurements. No statistically significant difference was indicated between right and left jaws in terms of teeth position. High intra-observer and inter-observer compatibility was observed. Head positioning had no effect on the accuracy and reliability of CBCT measurements. It was concluded that there was a statistically significant difference in CBCT measurements compared to physical measurements but this difference corresponds to less than or equal to 0.2 mm and is considered to be in clinically acceptable limits. It is also concluded that CBCT is accurate enough to evaluate buccal and lingual cortical bone thickness.

Science Code : 1044

Key Words : CBCT, cortical bone thickness, head positioning, mandible

Page Number : 82

Supervisor : Prof. Dr. Cemile Özlem ÜÇÖK

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli katkı ve eleştirileriyle yol gösteren, sonsuz sabır ve anlayışıyla her zaman çalışmaya teşvik eden ve güven veren, beraber bulunduğumuz süre boyunca her gün bana farklı şeyler katan, kendisinin tanımaktan çok mutlu olduğum değerli danışman hocam sayın Prof. Dr. C. Özlem ÜÇÖK'a

En yoğun zamanlarında bile bana vakit ayıran, akademik rehberliği, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım sayın Prof. Dr. İlkay PEKER'e

Eğitimim süresince bilgi, hoşgörü ve deneyimlerini benden esirgemeyen sayın Prof. Dr. Meryem TORAMAN ALKURT, sayın Prof. Dr. Zühre AKARSLAN ve sayın Prof. Dr. Kahraman Güngör hocalarıma,

Akademisyenliğe başladığım ilk andan beri hep yanımda olan, sonsuz sabrı ve sevgisiyle bana yol gösteren sayın Dr. Öğr. Üyesi Selma ÇALIŞKAN'a,

Çalışma ortamımızın huzuruna katkıda bulunan bütün çalışma arkadaşlarıma,

Her türlü sevgi ve desteğini esirgemeyen, hayatımın her aşamasında manevi olarak yanımda olan Canım Ailem'e,

İçtenlikle sonsuz teşekkür ediyorum...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
RESİMLER LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi.....	5
2.1.1. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin çalışma prensipleri.....	5
2.1.2. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide görüntü oluşumu	5
2.1.3. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi	8
2.1.4. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide hasta pozisyonlandırması.....	14
2.1.5. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin avantajları	14
2.1.6. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin dezavantajları.....	15
2.1.7. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin baş ve boyun bölgesinde kullanım alanları.....	16
2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Boyutsal Ölçümler.....	17
2.3. Çalışmanın Amacı	19
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. Kemiklerin Çalışmaya Dâhil Edilme Kriterleri	21
3.2. Kemiklerin Hazırlanması ve Doğrudan Fiziksel Ölçümler.....	21
3.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Elde Edilmesi	23

Sayfa

3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Seçimi ve Değerlendirilmesi.....	30
3.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinde Yapılan Ölçümler.....	31
3.6. İstatistiksel Analiz.....	33
4. BULGULAR	37
4.1. Bukkal Kortikal Kemik Kalınlığı Ortalamaları.....	37
4.2. Lingual Kortikal Kemik Kalınlığı Ortalamaları.....	46
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇ	65
KAYNAKLAR	69
EKLER.....	79
Ek-1. Etik Kurul Onayı	80
ÖZGEÇMİŞ	82

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Sağ mandibuladaki bukkal yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları	37
Çizelge 4.2. Sol mandibuladaki bukkal yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları	39
Çizelge 4.3. Mandibuladaki tüm bukkal yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları	39
Çizelge 4.4. Bukkal kortikal kemik kalınlığı ölçümleri için karşılaştırma sonuçları..	40
Çizelge 4.5. Bukkal kortikal kemik kalınlığı ölçümleri için KIBT görüntüleri üzerinde protokoller arası karşılaştırma sonuçları	41
Çizelge 4.6. Diş türü ve konumuna göre bukkal yüz ölçümlerinin gerçek ölçümlerden farkı	45
Çizelge 4.7. Sağ mandibula lingual yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları	46
Çizelge 4.8. Sol mandibula lingual yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları	47
Çizelge 4.9. Mandibuladaki tüm lingual yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları	47
Çizelge 4.10. Lingual yüz ölçümleri için karşılaştırma sonuçları	48
Çizelge 4.11. Lingual kortikal kemik kalınlığı ölçümleri için KIBT görüntüleri üzerinde protokoller arası karşılaştırma sonuçları	49
Çizelge 4.12. Diş türü ve konumuna göre lingual yüz ölçümlerinin gerçek ölçümlerden farkı	52
Çizelge 4.13. Görüntülerden elde edilen ölçümler ile gerçek ölçümler arasındaki uyum.....	53
Çizelge 4.14. KIBT ölçümlerinde gözlemci-içi ve gözlemciler arası uyumu	54

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. KIBT görüntü oluşum aşamaları.....	6
Şekil 2.2. Üç düzlemde elde edilen KIBT görüntüleri	31
Şekil 2.3. KIBT aksiyal görüntüsü üzerinde çizilen panoramik eğri	32
Şekil 2.4. KIBT aksiyal görüntüsü üzerinde çizilen panoramik görüntü	32
Şekil 2.5. Panoramik görüntü üzerinde 3 adet kros-seksiyonel kesitin alındığı alan...	33
Şekil 2. 6. Kros-seksiyonel kesitlerdeki bukkal ve lingual yüzeylerde yapılan yatay ölçüm.....	33
Şekil 2.7. Yöntemlerden elde edilen bukkal kortikal kemik kalınlık ölçümlerinin gerçek ölçümlerden farkının diş türü ve konumuna göre dağılımı	44
Şekil 4.1. Bukkal yüz ölçümlerinin ortalamaları (GA: Güven Aralığı)	40
Şekil 4.2. Bukkal yüz ölçümlerinin dişlerin konumuna göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı)	41
Şekil 4.3. Bukkal yüz ölçümlerinin diş türüne göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı).....	42
Şekil 4.4. Bukkal yüz ölçümlerinin A: sağ çenede diş türüne göre dağılımı B: Sol çenede diş türüne göre dağılımı (GA: Güven Aralığı).....	43
Şekil 4.5. Yöntemlerden elde edilen bukkal kortikal kemik kalınlık ölçümlerinin gerçek ölçümlerden farkının diş türü ve konumuna göre dağılımı	44
Şekil 4.6. Lingual yüz ölçümlerinin ortalamaları (GA: Güven Aralığı)	48
Şekil 4.7. Lingual yüz ölçümlerinin dişlerin konumuna göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı)	49
Şekil 4.8. Lingual yüz ölçümlerinin diş türüne göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı).....	50
Şekil 4.9. Lingual yüz ölçümlerinin A: Sağ çenede diş türüne göre dağılımı B: Sol çenede diş türüne göre dağılımı (GA: Güven Aralığı).....	50
Şekil 4.10. Yöntemlerden elde edilen lingual ölçümlerin gerçek ölçümlerden farkının diş türü ve konumuna göre dağılımı	51

RESİMLER LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Kurşun kalemle kemik üzerine dişsiz soketlerde yapılan işaretlemeler, (a) Bukkal yüzey, (b) Lingual yüzey	22
Resim 3.2. Dijital Kumpas.....	22
Resim 3.3. Kemik üzerine yerleştirilen guta perkalar, (a) Bukkal yüzey, (b) Lingual yüzey	23
Resim 3.4. Cam kutuya yerleştirilerek orta hattı lazer ile ayarlanmış mandibula pozisyonları.....	25
Resim 3.5. İdeal/merkezi pozisyon, sağ-sol yönde ve ön-arka düzlemde 0° açılandırma.....	26
Resim 3.6. Sağ-sol yönde hasta konumuna göre 10° sağa açılanma	27
Resim 3.7. Sağ-sol yönde hasta konumuna göre 10° sola açılanma.....	28
Resim 3.8. Ön-arka yönde hasta konumuna göre 10° anteriora açılanma	29
Resim 3.9. Ön-arka yönde hasta konumuna göre 10° posteriora açılanma	30

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
cm	Santimetre
kV	Kilovolt
kVp	Kilovolt peak
mA	Miliamper
mAs	Miliamper saniye
mm	Milimetre
sn	Saniye

Kısaltmalar	Açıklamalar
ALADA	As Low As Diagnostically Acceptable
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charge Coupled Device
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Dental Volumetrik Tomografi
FOV	Field of view
FPD	Flat Panel Detector
HU	Hounsfield Unit
IIT/CCD	Image Intensifier Tube/ Charge Coupled Device
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
ROI	Region of Interest
TME	Temporomandibular Eklem

1. GİRİŞ

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir görüntüleme yöntemidir (Nascimento ve diğerleri, 2017). Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme yönteminin yüksek maliyeti ve yüksek radyasyon dozu nedeniyle, KIBT kraniyofasiyal değerlendirme için tercih edilmektedir (Harrell ve diğerleri, 2006, Schutyser ve Van Cleynenbreugel, 2006). Ayrıntılı üç boyutlu görüntülemesi sayesinde KIBT, klinisyenlere ve araştırmacılara kemik yapısı morfolojisi ile hastalıklar ve tedavilerle ilişkili değişiklikleri görselleştirmek ve ölçmek için yeni bir yol sunar (Scarfe ve Farman, 2008).

Radyografik inceleme klinisyenlere ilgili bölgelerin morfolojik özelliklerin değerlendirilmesinde en doğru bilgileri verir. İdeal görüntüleme yöntemi şu özellikleri içermelidir;

- Klinisyene ilgili bölgelerin enine kesit görüntüsünü izleme avantajı sağlamalıdır.
- İlgili bölgelerin diğer anatomik yapılarla ilişkisini inceleme olanağı vermelidir.
- Görüntüleme düzlemi, doğru ölçümler yapabilmek için düz olmalıdır.
- Görüntüler kemik kalitesinin değerlendirilmesine izin vermelidir.
- Klinisyen görüntülerde planlama yapılacak bölgeyi tanımlayabilmelidir.
- Hastaya uygun bir maliyeti olmalıdır (Frederiksen, 1995).

KIBT yazılımlarında görüntüler üzerinde; mesafeleri ve açıları ölçmek, yakınlaştırmak, gri ölçeği ters çevirmek, kontrastı ayarlamak ve gama değişikliklerini ölçmek için araçlar bulunmaktadır (Pinsky ve diğerleri, 2006).

Radyografilerde doğrusal ölçümler:

- Ameliyat öncesi implant planlamasında, alveolar kemik miktarının (yükseklik ve genişlik) ve dental implantlarının boyutunun belirlenmesinde,
- Çenelerdeki lezyon boyutunun ölçülmesi ve ortodontik analizde (Stratemann ve diğerleri, 2008, Brown ve diğerleri, 2009, Lascale ve diğerleri, 2004),
- İmmediat implant yerleştirilmesinden sonra bukkal kemik duvarının tekrar oluşmasında ve kemik defektlerinin saptanmasında,

- Mini implant yerleşiminde bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığının değerlendirilmesinde (Nascimento ve diğerleri, 2017) kullanılır.

Ortodontide mini implant yerleşimi için yaygın olarak kullanılan alanlar maksillada palatinal, mandibulada retromolar, maksilla ve mandibulada bukkal kortikal tabakadır (Baumgaertel ve Hans, 2009). Kortikal kemik, trabeküler kemikten daha yüksek elastikiyet modülüne sahiptir; daha güçlüdür, deformasyona karşı daha dirençlidir ve trabeküler kemikten daha fazla yük taşımaktadır (Holmes ve Loftus, 1997). Kortikal kemiğe yerleştirilen implantların süngerimsi kemiğe yerleştirilen implantlardan daha fazla sökme torku gerektirdiği, bu nedenle dental implant yerleştirilirken uygun kortikal angajmanın gerekli olduğu savunulmuştur (Sennerby ve diğerleri, 1992).

İlk implant stabilitesinde kemik kortikal kalınlığı implant uzunluğundan daha önemli rol oynamaktadır (Miyamoto ve diğerleri, 2005). Çeşitli bölgelerdeki kortikal kemik kalınlığının bilinmesi, klinisyene implant yerleştirme yerini ve uygun yerleştirme protokolünü seçmede rehberlik edebilir.

Dental implant tedavisi için özellikle estetik bölgelerde kortikal kemik analizi yapılması önerilmektedir (Wang ve diğerleri, 2014). KIBT konvansiyonel radyografiler ile karşılaştırıldığında bukkal ve lingual kemik kayıplarının üç boyutlu değerlendirilmesinde daha başarılı bir yöntem olarak bulunmuştur (Perschbacher, 2014).

Periodontal olarak, KIBT görüntüleri alveolar bukkal kemik duvarının rekonstrüksiyonundan önce ve sonra bukkal kemik kalınlığını değerlendirmek ve horizontal kemik defektlerinde kemik augmentasyonunun takip edilmesinde oldukça önemlidir (Nascimento ve diğerleri, 2017). KIBT’de ölçümler sıklıkla periodontal sağlığı veya ortodontik tedavinin sekelini değerlendirmek için kullanılır. Herhangi bir ölçüm hatası, hatalı kemik kaybı teşhisinin oluşmasına neden olabilmektedir (Wood ve diğerleri, 2013, Nascimento ve diğerleri, 2017).

KIBT görüntülerinde alveolar kemik ölçümlerinin doğruluğu çeşitli faktörlere bağlıdır. Birçok olası faktör arasında; tarama voksel büyüklüğü, görüntü analiz yazılımı, yumuşak doku koşulları (varlığı veya yokluğu) ve çenelerdeki alveolar kemik bölgeleri arasındaki değişiklikler bulunmaktadır (Wood ve diğerleri, 2013). KIBT görüntü kalitesini etkileyen

bir diğerk faktör de artefaktlardır. Bunlar arasında sıkça karşılaşılan hareket artefaktıdır. KIBT hasta hareketine medikal BT'den daha hassastır. Bunun için genellikle tarama zamanının azaltılması önerilir; ancak bu durum daha az veri elde edilmesine neden olarak, ince ayrıntıların incelenmesi zorlaştırır (Molen, 2010).

Yapılan çalışmalarda kafa ve çene kemiklerinin KIBT doğrusal ölçümlerinin doğruluğu araştırılmıştır (Lascala ve diğerkleri, 2004, Berco ve diğerkleri, 2009, Hilgers ve diğerkleri, 2005). Araştırmalar KIBT ölçümlerinin % 94'ünün < 1 mm ölçüm hatası içerdiğini göstermiştir (Stratemann ve diğerkleri, 2008, Brown ve diğerkleri, 2009, Lascala ve diğerkleri, 2004).

Alveolar kemik için direkt yapılan fiziksel ölçümlere kıyasla KIBT görüntülerinden elde edilen doğrusal ölçümlerin doğruluğu formalinle fikse edilmiş kemikler (Loubele ve diğerkleri, 2008) ve kuru insan numuneleri (Leung ve diğerkleri, 2010) kullanılarak incelenmiş ve submillimetrik farklılıklar bulunmuştur. Kafatası ve çene kemikleriyle karşılaştırıldığında alveolar kemik oldukça incedir. KIBT görüntülerinde alveolar kemik ölçümleri, görüntüleme ile ilgili oluşan artefaktlardan ve görüntüde netliğin bozulmasından kaynaklanan artefaktlardan daha fazla etkilenmektedir (Scarfe ve Farman, 2008).

Bununla birlikte, çeşitli KIBT araştırmalarının sonuçları, KIBT görüntüsünden elde edilen ölçümlerin fiziksel ölçümler ile karşılaştırıldığında, KIBT'nin sınırlamalarını daha iyi tanımlamak için daha fazla araştırmanın yapılması gerektiğini göstermektedir (Timock ve diğerkleri, 2011). Alveolar kemiğin incelenmesinde KIBT'nin ölçüm doğruluğunun da incelenmesi gereklidir (Sun ve diğerkleri, 2011).

İmmediat implant yerleşimi esnasında, sıklıkla karşılaşılan kortikal kemik marjini rezorpsiyonunu önlemek için bukkal ve lingual kortikal kemik alanları değerlendirilir. Bu durum özellikle kortikal kemiğin ince olduğu maksiller anterior dişler için önemlidir. Bununla birlikte estetik immediat implant yerleştirme başarısı için en temel faktörlerden biridir. (Katranji ve diğerkleri, 2007, Cook ve diğerkleri, 2011, Miyamoto ve Obama, 2011). Bu yüzden bukkal ve lingual kemik alanlarının düzgün bir şekilde değerlendirilmesi önem arz etmektedir.

Bu çalışmanın amacı, insan kuru mandibulaları üzerinde yapılan bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığını konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KİBT) görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerle karşılaştırmak, farklı kafa pozisyonlandırmasının KİBT ölçümlerine olan etkisini değerlendirmektir. Ayrıca KİBT ölçümlerinin fiziksel ölçümlere göre oluşan farklılığın diş türü (anterior-premolar-molar) ve çene yönü (sağ-sol çene) etkisini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi

KIBT, ilk defa 1982 yılında anjiografi için geliştirilmiş olup ilerleyen zamanlarda oral ve maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için kullanılmaya başlanmıştır. Tek rotasyonel tarama ile multiplanar projeksiyonlar oluşturması sistemin en temel özelliğini oluşturmaktadır (Harorlı, 2014).

Bu sistemler; Konik-Işın Volumetrik Tomografi, Dental Volumetrik Tomografi (DVT), Konik-Işınli Görüntüleme, Dental Bilgisayarlı Tomografi olarakta bilinmektedirler. Ancak bu sistem dijital bilgisayarlı tomografinin dijital bir analogu olup, sadece diş hekimliği ile sınırlı olmadığı için en sık kullanılan terim konik ışınli bilgisayarlı tomografidir (Scarfe ve Farman, 2009).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesinde panoramik radyografiden sonra diş hekimliği pratiğinde en önemli teknolojik gelişmedir (Scarfe ve Farman, 2009).

2.1.1. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin çalışma prensipleri

KIBT, iki boyutlu dedektör üzerine üç boyutlu konik x-ışını demetinin yönlendirilmesi prensibiyle çalışan bir sistemdir (Harorlı A, 2014). Tüm KIBT tarayıcıları, dönen bir gantri üzerine monte edilmiş bir x-ışını kaynağı ve dedektörden oluşur (Farman ve Scarfe, 2009). Bu sistemde hasta başı sabit olup, eş zamanlı dönüş yapan x-ışını kaynağı ve dedektör ile 360 derecelik tarama yapılır. KIBT, görüntü tarama esnasında her bir rotasyon için ham data olarak adlandırılan birçok projeksiyon data seti oluştururlar. Bu datalar farklı algoritmalarla üç boyutlu hacimsel verilere dönüştürülerek aksiyal, sagittal, koronal, oblik, panoramik kesit ve üç boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri elde edilir (Harorlı, 2014).

2.1.2. Konik ışınli bilgisayarlı tomografide görüntü oluşumu

Cihazın özelliğine bağlı olarak, oturur, ayakta ve yatar (supin) olmak üzere üç çeşit hasta pozisyonuna bağlı KIBT cihazı bulunmaktadır. Yatar pozisyondaki cihazlar hem fazla yer kaplamasından hem de engelli hastalardaki kullanım zorluğu nedeniyle pek tercih

edilmezler. Ayakta ve oturarak çekim yapılan cihazlarda, tekerlekli sandalye kullanan hastalarda çekim zorlaşabilir. Bu cihazlar arasında kullanımı en rahat tip, oturarak çekim yapılan cihazlardır (Scarfe ve Farman, 2008).

KIBT görüntü oluşum aşamaları şu şekildedir (Scarfe ve Farman, 2008, Pauwels, 2018) (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. KIBT görüntü oluşum aşamaları

Görüntü Kazanımı;

KIBT’de görüntü kazanımı, parsiyel ya da tam tek rotasyonel tarama, sabitlenmiş hasta başı etrafında x-ışını kaynağı ve iki boyutlu dedektör ile gerçekleştirilir. Hasta kafasının görüntülenmek istenen bölgesi (region of interest: ROI) sistemin merkezidir. Rotasyon sırasında, diverjant x-ışınları, karşısında bulunan dedektöre yönlendirilir. Burda attenüye olmuş x ışınları kaydedilerek ham data adı verilen çok sayıda iki boyutlu görüntü oluşur (Pauwels, 2018). Oluşan ham datanın sayısı ışınlama parametrelerine ve dedektörün kapasitesine bağlı olarak 100 ile 600 arasında değişmektedir (Abramovitch ve Rice, 2014).

Ham veri sayısı arttıkça çözünürlük ve yumuşak doku imajı artmakta ve daha iyi görüntüler elde edilmektedir. Ancak bu durum da ışınlama süresi ve radyasyon dozunun artmasına sebep olmaktadır (Harorlı, 2014).

Görüntülerin Elde Edilmesi;

KIBT cihazları hastadan geçen x-ışınlarını kaydederek görüntüyü oluşturur. Bunu dijital dedektörler sayesinde gerçekleştirir. Görüntülemenin en önemli parçalarından olan dijital dedektörlerde optimizasyon ile radyasyon dozu azaltılabilir. KIBT cihazlarında görüntü dedektörü olarak iki tip dedektör bulunmaktadır:

- Konvansiyonel görüntü güçlendirici

- Flat panel dedektör (FPD) (Orhan ve Eren, 2017)

Konvansiyonel görüntü güçlendirici sistemlerde, atenüe olan x ışınları elektronlara çevrilir. Bu elektronlar hızlandırıldıktan sonra ışın fotonlarına dönüştürülür ve charge-coupled device (CCD) dedektörleri ile kaydedilir (Pauwels, 2018).

KIBT cihazlarında eskiden kullanılan görüntü yoğunlaştırıcı tüp/birleşik şarj cihaz (image intensifier tube/ charge-coupled device (IIT/CCD) kombinasyonu, görüntüde gürültü (noise) ve geometrik distorsiyonlar oluşturmaktadır (Harorlı A, 2014). Bu durum, bu tarz dedektörleri olan cihazlar ile görüntü elde edildiğinde, görüntüler üzerinde yapılan ölçümlerin doğruluğunu azaltabilir (Uysal, 2010).

FPD'ler küçük piksel boyutlarıyla büyük matriks oluşturarak günümüzde baş-boyun bölgesi incelemelerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistemlerde x-ışınına hassas olan iki tip dedektör bulunmaktadır; indirekt ve direkt dedektörler. FPD'nin avantajları:

- ✓ X-ışınına hassasiyeti daha yüksek olmasından dolayı radyasyon dozu azdır.
- ✓ Uzaysal ve kontrast çözünürlüğü daha iyidir ve daha az artefakt oluşturur.

Dezavantajı ise pahalı sistem olmalarıdır (Orhan ve Eren, 2017).

Çözünürlüğün ve görüntü detaylarının temel belirleyicisi her dedektör parçasının fiziksel birimi olan piksel boyutlarıdır. KIBT'nin uzaysal çözünürlüğü, dedektördeki piksel boyutuna bağlıdır (Pauwels, 2018).

Görüntünün Yeniden Düzenlenmesi;

İki boyutlu oluşan ham datadan üç boyutlu hacimsel görüntü elde edilmesi işlemine yeniden düzenleme / rekonstrüksiyon denir (Orhan ve Eren, 2017). Bu işlem ile üç ortogonal düzlemde görüntüler oluşur (Abramovitch ve Rice, 2014). Tek bir rotasyon 30 sn'den kısa sürmesine rağmen (Scarfe ve Farman, 2009), yeniden yapılandırma süreci cihazın donanımı ve yazılımına, ışınlama parametresine ve görüntü datasına bağlı olarak 5 ile 30 dk kadar sürebilir (Orhan ve Eren, 2017, Pauwels, 2018). Rekonstrüksiyon için, görüntü kazanımı ile elde edilen veriler bir bilgisayarda oluşturulur ve yapılandırma için başka bir bilgisayara kablo bağlantısı ile aktarılır (Pauwels, 2018).

Yeniden düzenleme işlemi iki aşamadan oluşur:

- Veri edinme aşaması
- Yeniden yapılandırma aşaması

Veri edinme aşaması: Bu aşama, görüntü kazanımında elde edilen verilerin yapıldığı bilgisayarda gerçekleştirilir. Çoklu düzlemsel projeksiyon elde edildikten sonra bu görüntülerin, piksel kusurları ve yetersiz ışınlamalar açısından düzeltilmesi gerekmektedir. Görüntülerin kalibrasyonu bu kusurların oluşmaması açısından rutin olarak yapılmalıdır (Scarfe ve Farman, 2009).

Yeniden yapılandırma aşaması: Diğer veri işleme aşamaları, yeniden düzenleme bilgisayarında yapılır. Düzeltilen veriler özel bir sunum olan *sinograma* dönüştürülür. Son aşama bu sinogramların işlenmesidir. Daha sonra verilere yeniden yapılandırma algoritma filtresi uygulanarak iki boyutlu tomografi kesitleri oluşturulur. Tüm kesitler yeniden yapılandırıldıktan sonra görüntüleme için tek bir hacimde birleştirilirler (Scarfe ve Farman, 2009).

Görüntünün Ekranı Aktarılması;

Hacimsel veri seti, tüm voksellerin bir derlemesidir. Birçok KIBT cihazında, klinisyene ekranda, üç ortogonal düzlemde (aksiyal, koronal ve sagittal) ikincil yeniden oluşturulan görüntüler sunmaktadır (Scarfe ve Farman, 2014).

2.1.3. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide görüntü kalitesi

KIBT görüntülemeye tek bir rotasyonel tarama ile multiplanar projeksiyonlar oluşturduğundan, çok sayıda parametre hem radyasyon dozunu hem de görüntü kalitesini etkilemektedir (Scarfe ve Farman, 2014).

Görüntü kalitesi temel olarak şu faktörlere bağlıdır;

- a. Voksel Boyutu/ Uzaysal Çözünürlük
- b. Kontrast Çözünürlüğü
- c. Görüntüde Gürültü

- d. Artefaktlar
- e. Geometrik Keskinlik (distorsiyon)
- f. Görüntüleme Alanı-FOV (Field of View)
- g. Tüp Akımı (mA) ve Tüp Voltajı (kVp) (Pauwels ve diğerleri, 2015, Pauwels, 2018)

KIBT görüntüleme, ALARA (as low as reasonably achievable) ve ALADA (as low as diagnostically acceptable) prensibiyle hareket edildiğinde optimal görüntüyü düşük düzeyde radyasyon dozu ile sağlamaktadır (White ve diğerleri, 2014).

Voksel Boyutu/Uzaysal Çözünürlük;

Uzaysal çözünürlük, görüntüdeki birbirine yakın detayların algılanabilirliğidir. Uzaysal çözünürlük voksel boyutuyla yakından ilişkili olup sadece voksel boyutu ile belirlenmez (Pauwels, 2018). Görüntülerin çözünürlüğü ışın projeksiyon geometrisi, saçılan (skatter) radyasyon, dedektörün hareketine bağlı bulanıklık, doluluk oranı (piksel bölgesinin ışık toplama kapasitesinin oranı), fokal spot boyutu, ham verilerin sayısı ve yeniden yapılandırma algoritması gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Scarfe ve Farman, 2009).

Dijital hacimsel verilerin en küçük birimi olan vokseller, KIBT’de izotropiktir ve her üç ortogonal düzlemde de aynıdır ve aynı uzaysal çözünürlüğe sahiptir (Harorlı A, 2014). Bu sayede submilimetre çözünürlüğe ulaşılması ve görüntülerin istenilen bir düzlemde yüksek doğrulukla yapılandırılması mümkündür (Kamburoğlu ve diğerleri, 2012). KIBT sisteminde voksel boyutları 0.07 ile 0.40 mm arasında değişmektedir (Orhan ve Eren, 2017).

KIBT’de voksel boyutunu, x-ışını tüpünün fokal spot büyüklüğü, x-ışının geometrisi, dedektörün matriksi ve piksel büyüklüğü belirlemektedir. Hem fokal spot boyutu hem de x-ışının geometrisi uzaysal çözünürlüğünü kısıtlayan bir faktördür. Genel olarak, azalan voksel boyutu uzaysal çözünürlüğü artırır, ancak bir flat panelin belirli piksel doldurma faktörü nedeniyle, daha yüksek radyasyon dozu gerekli olabilir (Scarfe ve Farman, 2009). Küçük piksele sahip dedektörler her bir voksel daha az x-ışını fotonu yakalar ve görüntüde çok fazla gürültü oluşmasına neden olur (Scarfe ve Farman, 2014). Voksel boyutları elde

edilen görüntülerden bilindiği için, doğru ölçümler yapmak bu sayede mümkün olmaktadır (Kau ve diğerleri, 2011).

Kontrast Çözünürlüğü:

Farklı dansitelere sahip objelerin ayırt edilebilmesini ifade etmektedir. Görüntü dansitesinde farklılıklar atom numarası ve kalınlığı farklı dokular tarafından absorbe edilen x-ışınının farklı atenüasyonundan kaynaklanmaktadır (Scarfe ve Farman, 2014). Saçılmış radyasyon, görüntüde gürültü artışına neden olarak konik ışın sistemlerinde kontrastı azaltır. (Scarfe ve Farman, 2009). Bu nedenle KIBT’de, kontrast çözünürlüğü sınırlıdır (Pauwels, 2018).

KIBT görüntülerinde üç boyutlu olarak yeniden yapılandırılan her bir voksel, x-ışını zayıflamasına göre bir gri değeri (yani, tam bir sayıyı) gösterir. Görüntülerde en düşük gri değerler havayı ifade etmektedir. Genellikle, gri değerler 12 bitlik / bir ölçek boyunca dağıtılır, bu da 2^{12} ya da 4096 olası gri değerini oluşabileceğini gösterir (Pauwels, 2018). Ancak 16 bitlik dedektörler mevcuttur ve bunlar 216 ya da 65536 gri değer oluşturabilir (Scarfe ve Farman, 2014). Bu gri değerler için, atenüasyonun sayısal olarak değerlendirilebildiği Hounsfield ünitesi (HU) oluşturulmuştur. HU, herhangi bir lezyon içeriğinin katı veya sıvı olarak ayırt edilmesinde ve kemik mineral yoğunluğunun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Pauwels, 2018). HU medikal BT için geliştirilmiş olup KIBT görüntülerinde mevcut değildir (Pauwels ve diğerleri, 2015). KIBT’de kullanımı çeşitli sebeplerden dolayı sınırlıdır. Bunlar arasında en önemlileri:

- Scatter radyasyon miktarının çok fazla olması,
- Işın sertleşmesi,
- FOV dışındaki dokuların etkileri,
- Metal artefaktları,
- Sınırlı alanın görüntülenmesi,
- Yeniden yapılandırma algoritmalarındaki sınırlılıklar sayılabilir (Pauwels, 2018, Pauwels ve diğerleri, 2015).

Görüntüde Gürültü;

Konik ışın projeksiyon kazanım geometrisi, ışınlanan tüm görüntü projeksiyonları ile geniş bir hacim oluşturur. Fotonların büyük bir kısmı Compton saçılma etkileşimlerine maruz kalır ve saçılan radyasyon üretir. En çok saçılan radyasyon çok yönlü olarak üretilir ve konik ışın alan dedektöründeki pikseller tarafından kaydedilir ancak kaydedilen bu pikseller x-ışınının gerçek atenüasyonunu yansıtmaz. Algılanan ve kaydedilen bu ilave x-ışını görüntünün bozulmasına etki eden gürültüyü oluşturur. Saçılan radyasyonun miktarı, primer x-ışını içinde bulunan toplam doku miktarıyla orantılıdır; obje kalınlığı ve alan büyüklüğü arttıkça artmaktadır. Klinik uygulamalarda, saçılan ve primer oranları, tek ışınlı BT için yaklaşık 0,01, yelpaze şeklinde ışın kullanan ve spiral BT için 0,05 ile 0,15, KIBT için ise 0,4 ile 2 kadar büyük olabilir. Bu yüzden KIBT’de küçük FOV kullanılmalıdır. KIBT’deki ek görüntü gürültüsü kaynakları, primer x-ışını demetinin homojen olmaması ve dedektör sistemine bağlı oluşan elektronik gürültüdür (Scarfe ve Farman, 2009).

mAs artırılıp kVp azaltılırsa, voksel boyutu büyütülüp kesit kalınlığı artırılırsa gürültü azalabilir. Piksel boyutu büyürse gürültü azalır ancak çözünürlüğü düşük görüntülerin oluşmasına neden olur. (Harorlı, 2014).

Artefaktlar;

KIBT görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyen en önemli faktör görüntü artefaktlarıdır. Objeye ile ilgili olmayan, radyografik görüntülerdeki distorsiyon ya da bozulma olarak ifade edilebilir. KIBT sistemlerinde enerji spektrumunun düşük olması, konik ışın geometrisi, konik ışının ayrılması, saçılma ve gürültü seviyesinin yüksekliğinden kaynaklı oluşan örtüşme (aliasing) artefaktlarından dolayı bu teknikte daha fazla artefakt meydana gelmektedir. Görülen artefaktlar etyolojilerine göre sınıflandırıldığında dört temel gruba ayrılabilir. Bunlar;

1. *Kaçınılmaz Artefaktlar:* Bunlar data kazanımındaki fiziksel işlemlerden kaynaklanan artefaktlardır. Saçılma, parsiyel hacim ortalaması ve konik ışın etkisi olarak üç tip artefakt meydana getirirler.

2. *Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar:* Görüntü yeniden yapılandırılabilirliği sırasında az veri örneği elde edildiğinde görüntüde ince çizgiler şeklinde artefakta sebep olur. Tipik olarak en çok görülen dairesel veya halka şeklindeki artefaktlardır. Bunlar yetersiz kalibrasyon nedeniyle tarayıcı algılamadaki kusurlardan oluşur. KIBT cihazının sık sık kullanımı, x-ışını ve dedektörün yanlış konumlandırılmasına neden olarak görüntüde çift kontur artefaktının oluşmasına neden olabilir (Scarfe ve Farman, 2014).

3. *Hasta Hareketi ile İlgili Artefaktlar:* KIBT’ de nispeten yaygın görülen artefaktır (Pauwels, 2018). Tarama sırasında hastanın hareket etmesi verinin hatalı kaydına neden olarak görüntüde çift kontur oluşturur (Scarfe ve Farman, 2014). Çoğu klinikte hastanın oturma veya ayakta durma pozisyonunda olması, nispeten uzun tarama süresi (genellikle 15-20 s) ile birlikte hafif veya daha ciddi hareket bulanıklığı ile sonuçlanabilir. Hafif hareketler (örneğin, yutmak, düzenli nefes almak) ciddi görüntü bozulmasına yol açmazken, aşırı hareket, muhtemelen tekrarlama gerektiren ciddi bozulmalara neden olabilir (Pauwels, 2018). Voksel boyutu küçük olursa hareket daha az olur. Bu tür artefaktlar hasta başının sabitlenmesi ve ışınlama süresinin kısaltılmasıyla önlenabilir (Scarfe ve Farman, 2014).

4. *Kazanım Artefaktları:* Heterojen x-ışınları bir objeyi geçerken, düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlardan daha kolay absorbe olur ve x-ışını demetinin değeri artar. Bu da ışının sertleşmesine neden olur. Bu durumun sonucu olarak iki tip artefakt görülür: hipodens çukurlaşma (cupping) ve ışınal parlama (streaking) dır (Harorlı A, 2014).

Geometrik Keskinlik (Distorsiyon);

KIBT'nin geometrik keskinliği, doğrusal, alansal ve hacimsel ölçümlerinin doğruluğu olarak ifade edilebilir. Görüntünün doğruluğu, uzaysal çözünürlükten, geometrik kalibrasyonun doğruluğundan ve geometrik distorsiyondan etkilenir (Pauwels, 2018).

Görüntüleme Alanı- FOV (Field of View);

KIBT ile alınan görüntülerin boyutlarını belirten FOV (Orhan ve Eren, 2017), büyüklüğüne göre dört alt gruba ayrılabilir:

- Dentoalveoler (8 cm’den küçük),

- Maksillo-mandibular (8-15 cm),
- İskeletsel (15-21 cm)
- Baş-boyun (21 cm'den büyük) (Kau ve diğerleri, 2009).

Görüntüleme alanı, dedektör boyutuna ve x-ışının projeksiyon geometrisine bağlıdır. İncelenmek istenen alanın büyüklüğüne göre FOV ayarlanmalı ve olabildiğince küçük seçilmelidir. (Pauwels, 2018). Görüntüleme alanının küçültülmesi, hastanın gereksiz ışınlama dozu almasına engel olur. Bu da saçılan radyasyonun azalmasına ve görüntü kalitesinin artmasına neden olur (Scarfe ve Farman, 2014).

Tüp Akımı (mA) ve Tüp Voltajı (kVp):

mA ve kVp görüntü kalitesini etkileyen parametrelerdir ve bunlar cihaza göre değişkenlik gösteren kullanıcı tarafından kontrol edilebilen faktörlerdendir. KIBT'de ışınlama faktörlerinin belirli aralıkları vardır. Çoğu KIBT cihazı ışınlama faktörlerinin belirli aralıkta manuel olarak ayarlanmasına izin vermektedir. Bu sayede görüntü kalitesini ve hastaya ulaşan radyasyon dozunu ayarlamak mümkün olabilmektedir (Pauwels, 2018). KIBT cihazları için, tüp akımı 1 ile 32 mA, tüp voltajları ise 40-120 kV aralığında değişmektedir (Kiljunen ve diğerleri, 2015).

mA, birim zamanda tüpten çıkan x-ışınlarının sayısını belirler. Tanısal olarak kabul edilebilir bir görüntü için gerekli parametreler, kVp ve ışınlama süresi ile birlikte mA'dir. Radyasyon dozu, mA ile orantılı olarak 1: 1 oranında artar. Görüntü kalitesi açısından, daha yüksek bir mA, gürültüyü azaltan daha yüksek bir dedektör sinyali neden olur. Klinik pratikte mA hasta boyutuna göre değiştirilmelidir, daha küçük boyutlu hastalar (örneğin çocuklar) ile büyük boyutlu hastalarda aynı görüntü kalitesine ulaşmak için düşük bir mA seçilmelidir (Pauwels ve diğerleri, 2017). Ayrıca belirli klinik endikasyonlarda (örneğin implant planlama) diğerlerine göre daha yüksek bir görüntü kalitesi seviyesi gerektiren (örneğin endodontik değerlendirme) durumlara göre mA daha düşük seçilebilir (Pauwels, 2018).

kVp'in ayarlanması radyasyon dozu üzerine etkisi mA'den daha fazladır. Tüm parametreler sabit kaldığında her 5 kVp'lik artış radyasyon dozunu yaklaşık olarak iki katına çıkarmaktadır (Scarfe ve Farman, 2014). Görüntü kalitesi açısından, daha yüksek

kVp görüntü gürültüsü ve ışın sertleşmesini azaltırken, x-ışını saçılması ve ışın penetrasyonunun artırır. Bu da kontrastı etkiler (Pauwels, 2018). kVp azalması ile karşılaştırıldığında mA'daki azalma için görüntüdeki gürültü artışı daha az tespit edilmiştir (Pauwels ve diğerleri, 2015).

Çoğu KIBT yazılım programları, kullanıcıya parlaklığı, kontrastı ve kenar keskinliğini ayarlama araçları sunar. KIBT görüntülerinde seçilen tarama parametrelerine bağlı olarak densite ve kontrastta büyük farklılıklar görülebilir. Bu yüzden görüntüyü iyileştirmek ve tanıyı kolaylaştırmak için bu kontrast (pencere) ve parlaklık (seviye) parametrelerini ayarlamak gerekir. KIBT yazılımı ön ayarlarını sağlasa da, bunun her tarama için ayarlanması önerilir. Bu parametreler ayarlandıktan sonra, keskinleştirme, filtreleme ve kenar algoritmaları uygulanarak daha fazla geliştirme yapılabilir. Bu araçların kullanımı, görüntüdeki artan gürültünün görsel etkilerine karşı değerlendirilmelidir. Bu iyileştirmelerden sonra açıklama notu, ölçüm ve büyütme rahatlıkla yapılabilir (Scarfe ve Farman, 2014).

2.1.4. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide hasta pozisyonlandırması

KIBT'de görüntü elde edilirken baş hareketleri nedeniyle görüntü kalitesi olumsuz yönde etkilenmektedir. Bu nedenle hasta başının sabitlenmesi oldukça önemlidir. KIBT cihazlarında arka ve yan baş destekleri ile çene desteklerini içeren kendilerine özgü baş sabitleme sistemleri bulunmaktadır. Hastayı doğru konumlandırmak için fasiyal referans düzlemler (örneğin frankfurt, horizontal ve sagittal düzlemler) veya iç referanslar (örneğin oklüzal ve palatal düzlemler) cihazda yer alan lazer ışıklarıyla hizalanarak ayarlanmalıdır. Aksi istenmedikçe tarama esnasında karşı arktaki metal restorasyonlardan oluşan saçılmayı bir miktar azalttığından dişler ayrı olmalıdır. Bu tahta bir dil basacağı ya da pamuk rulolarla yapılabilir. Ayrıca hastanın tarama sırasında mümkün olduğu kadar sabit kalması, burnundan hafifçe nefes alması ve başının etrafından geçen dedektörün izlenmesinden kaynaklanan harekete engel olmak için gözünün kapatılması istenir (Scarfe ve Farman, 2014).

2.1.5. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin avantajları

KIBT avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Yüksek kontrastlı yapıların görüntülenmesinde oldukça iyi olduğundan, kemik ve dişler gibi yapıların değerlendirilmesi için oldukça avantajlıdır (Farman ve Scarfe, 2009).
- Görüntüleme yapılacak alana yönlendirilen x-ışını miktarının kolimasyonlarla azaltılmasıyla radyasyon dozu azaltılır (Scarfe ve Farman, 2009).
- KIBT’de komşu yapıların süperpozisyonu olmadığından görüntüler rahatlıkla değerlendirilir.
- KIBT cihazlarının boyut ve maliyetinin az olmasıyla dental kliniklerde rahatlıkla kullanılabilmektedir (Harorlı A, 2014)
- KIBT cihazlarında incelenen objenin çözünürlüğü submilimetrik düzeyde gerçekleştirilebilmektedir. KIBT cihazlarındaki voksel boyutları 0,07 ile 0,40 mm arasında değişmektedir (Orhan ve Eren, 2017).
- Medikal BT ile karşılaştırıldığında 30 saniyeden kısa sürede görüntü elde edilebilmektedir. Tarama süresinin kısa olmasıyla da hareket artefaktı azalmaktadır.
- Yüksek çözünürlüğe sahiptir.
- Voksellerin izotropik olmasıyla üç ortogonal düzlem dışında da kesit görüntü elde edilmektedir.
- Geleneksel BT’nin aksine görüntülerin rekonstrüksiyonu ve görüntülenmesi kişisel bilgisayarlarda basitçe yapılabilir.
- İmleçle çalışan ölçüm algoritmalarının bulunmasıyla görüntüler üzerinde gerçek zamanlı boyut değerlendirme ve ölçümler yapılabilir (Scarfe ve Farman, 2009).

2.1.6. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin dezavantajları

KIBT dezavantajları şu şekilde sıralanabilir :

- KIBT görüntülerinde artefakt oluşması,
- Yumuşak doku kontrastının düşük olması,
- Görüntülerin bozulmasına neden olan gürültü oluşması,
- BT’deki var olan HU’nin KIBT görüntüleri üzerinde mevcut olmaması,
- Küçük FOV’a sahip cihazlarda görüntü boyutunun kısıtlanması gibi dezavantajlar bulunur (Scarfe ve Farman, 2009, Harorlı A, 2014).

2.1.7. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin baş ve boyun bölgesinde kullanım alanları

Dişhekimliğinin tüm alanlarında yaygın olarak kullanılan KIBT teşhis için kullanılmaktadır ve şimdi tedavi uygulamalarına doğru gelişimi ilerlemektedir. KIBT, panoramik veya konvansiyonel radyografik uygulamalar için bir alternatif olarak değerlendirilmemeli, bunun yerine spesifik uygulamalar için tamamlayıcı bir yöntem olarak kullanılmalıdır (Scarfe ve Farman, 2009).

KIBT diş hekimliğinde şu alanlarda kullanılmaktadır:

- Gömülü veya süpernümerer dişlerin pozisyonu ve çevre anatomik yapılarla ilişkilerinin değerlendirilmesinde (Orhan ve Eren, 2017)
- Temporomandibular eklem boşluğunun, kemik morfolojik özelliklerinin ve dinamik fonksiyonun analiz ve teşhisini kolaylaştırmak için kondil ve çevresindeki yapıların görüntülenmesi olarak sağlamaktadır. Görüntüleme dejeneratif eklem hastalığının özelliklerini, mandibular kondilin gelişimsel anomalilerini, ankiloz ve romatoid artrit hastalığının özelliklerini gösterebilir (Scarfe ve Farman, 2014).
- KIBT'nin ortodonti alanındaki en çok potansiyel kullanımı hem iki boyutlu hem de üç boyutlu sefalometrik görüntüleri sağlayabilmesidir. Bu sayede doğrusal ölçümlerin doğruluğu, dentoskeletal ilişkilerin ve yüz estetiğinin görsel olarak gösterilmesi, büyüme ve gelişimin değerlendirilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca palatal kemiğin morfolojik özellikleri ve boyutları, diş eğimi ve torku, kök rezorpsiyonu ve dişlerin bukkolingual hareketi için mevcut alveoler kemik genişliği hakkında bilgi edinilebilir (Scarfe ve Farman, 2009)
- KIBT dental implant yerleşiminin planlanmasında kemiğin enine kesit görüntülenmesiyle alveoler kemik yüksekliği, genişliği ve açısının ölçülmesine imkan verir (Gezer ve diğerleri, 2014). Böylece mandibuladaki inferior alveoler kanal veya maksilladaki maksiller sinüs gibi vital yapılara olan mesafeleri doğru şekilde gösterebilmektedir (Scarfe ve Farman, 2009)
- Periapikal lezyonlar ve periodontal hastalıklarının değerlendirilmesine yardımcı olabilir.
- İyi huylu kalsifikasyonların(örneğin tonsillolitler, lenf düğümleri, tükürük bezi taşları)lokasyonlarını belirleyip, potansiyel olarak önemli olan karotid arter

kalsifikasyonları gibi arter veya ven kalsifikasyonlarını (örneğin flebolitler) ayırabilir (Scarfe ve Farman, 2014).

- Periodontolojide alveoler kemiğin üç boyutlu olarak KIBT ile ölçümü konvansiyonel radyografilere göre daha anlamlı sonuçlar vermektedir. Ayrıca periimplantitisin değerlendirilmesine, dehisens ve fenetrasyon defektlerinin görüntülenmesine, kemik içi defektlerin incelenmesine olanak sağlamaktadır (Orhan ve Eren, 2017).
- Maksillofasiyal, dental travma ve kırıkların değerlendirilmesi üç boyutlu hava yolunun incelenmesine faydalı olmaktadır.
- Endodontide de periapikal lezyonların teşhisi, kök kırıkları, eksternal ve internal kök rezorbsiyonlarının, kök kanal morfolojisinin detaylı incelenmesinde kullanılmaktadır. KIBT ile kök perforasyonları, pulpa odasının boyutu ve kalsifikasyonlar incelenebilir (Harorlı A, 2014).

2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Boyutsal Ölçümler

Diş hekimliğinde radyografik değerlendirme, dental implant planlaması, ortodontik tedavi planlaması, çene-yüz bölgesi muayenesi, cerrahi planlama ve endodontik değerlendirmeler için en önemli tanı parametrelerinden biridir (Scarfe ve Farman, 2009). Bu planlamalarda tanı ve tedavinin başarısı için üç boyutlu olarak yapılan ölçümlerin doğru olması çok önemlidir (Harorlı A 2014).

İdeal görüntü, farklı ölçümleri yüksek doğrulukla sağlayan görüntüdür. Ancak bazı durumlarda görüntü distorsiyonu gibi problemler ideal görüntü oluşmasını engellemektedir. Görüntü distorsiyonu, görüntünün boyut ve şeklindeki değişikliği ifade eder; bu nedenle, görüntü üzerinde yapılan ölçümlerin doğruluğunu tehlikeye atabilir. Hasta pozisyonu ve hasta pozisyonlandırılmasında kullanılan cihazlar distorsiyon oluşmasına neden olan önemli iki faktördür (Shahidi ve Feiz, 2013). Yapılan çalışmalarda projeksiyon geometrisinin, odak düzlem şeklinin, dikey ve yatay büyütme faktörlerinin, hasta konumlandırmadaki hataların, görüntülerin doğru ölçümler sağlamak için kullanımını etkilediğini göstermektedir (Ludlow ve diğerleri, 2007). Ekstraoral radyografide hastaların yanlış konumlandırma riski yüksek olup, KIBT'de yapılan ölçümlerin, hatalı hasta pozisyonlandırmadan daha az etkilendiği görülmüştür (Shahidi ve Feiz 2013, Beaini ve diğerleri, 2014, Halperin-Sternfeld ve diğerleri, 2016).

Medikal BT'lerdeki dikdörtgen şekilli voksellerin aksine KIBT'de vokseller izotropiktir. Voksellerin izotropik olması ile üç düzlemde de yapılan ölçümler aynı sonucu vermektedir (Harorlı, 2014).

KIBT teknolojisinde konik x ışın geometrisi nedeniyle ilgili alandaki yapıların magnifiye gölgeleri oluşmaktadır. Ancak günümüzde firmalar tarafından geliştirilen matematiksel algoritmaları sayesinde görüntüler magnifikasyon açısından düzenlenmiş olup, ölçümlerin bu teknoloji sayesinde yüksek doğruluk gösterdiği söylenebilir (Angelouos ve Aghaloo, 2011).

İmplant planlamasında vertikal boyut ölçümleri için panoramik radyografide yapılan ölçümler yeterliken çoğu vakada bukko-lingual boyut ölçümleri için kesitsel görüntülemeye gerekli hale getirmektedir (Çelik ve diğerleri, 2007).

Son zamanlarda yapılan çalışmalar, geometrik ölçümlerde KIBT'nin sınırlarını göstermiştir. (Hassan ve diğerleri, 2010, Baumgaertel ve diğerleri, 2009, Wood ve diğerleri, 2013). Kortikal kemiğin kalınlığı ve yüksekliği, bu yapıların görselleştirilmesinde KIBT'nin sınırlarını anlamak için en uygun yöntemi bulmak amacıyla önceki çalışmalarda değerlendirilmiştir (Baumgaertel 2011, Loubale ve diğerleri, 2007, Leung ve diğerleri, 2010). Bu ölçümler sıklıkla periodontal sağlığı veya ortodontik tedavinin sekelini değerlendirmek için kullanılır. Bu gibi durumlarda, bir ölçüm hatası yanlış bir kemik kaybı teşhisine neden olabilir (Nascimento ve diğerleri, 2017).

Literatürde araştırmacılar, kuru kafa kemiklerinde çeşitli bölgelerde belirlediği anatomik noktalar arası mesafenin gerçek ölçümleri ile KIBT cihazıyla alınan görüntüler üzerindeki ölçümlerini karşılaştırarak KIBT cihazının doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Ayrıca yapılan bu ölçümlerin çeşitli parametrelerden etkilenip etkilenmediğini de araştırmışlardır. Bunlar şu şekilde sıranabilir;

- Hasta pozisyonlandırılmasındaki hatalar (Stamatakis ve diğerleri, 2019, Nascimento ve diğerleri, 2017, Kim ve diğerleri, 2016, Shokri ve diğerleri, 2016, Lee ve diğerleri, 2016, El-Beialy ve diğerleri, 2011, Hassan ve diğerleri, 2009, Ludlow ve diğerleri, 2007),
- Düşük radyasyon dozu (Al Abbady ve diğerleri, 2019),

- Temel görüntü sayısının azaltılması (Nascimento ve diğerleri, 2017)
- Farklı voksel boyutları (Cetmili ve diğerleri, 2019, Damstra ve diğerleri, 2009)
- Farklı KIBT cihazları (Kamburoğlu ve diğerleri, 2011, Özemre ve Gülşahi, 2018, Periago ve diğerleri, 2008)
- Farklı ışınlama parametreleri ve FOV alanları (Lofthag-Hansen ve diğerleri, 2010)

Ayrıca KIBT cihazıyla alınan görüntülerde;

- Çeşitli anatomik noktalar arasındaki mesafelerin ölçümleri
- Horizontal kemik kaybının ölçümü (Cetmili ve diğerleri, 2019)
- Dişsiz socketin boyutlarının ve çevresel kemik seviyesinin ölçümleri (Alkan ve diğerleri, 2016)
- Kortikal kemik kalınlıklarının ölçülmesi (Nascimento ve diğerleri, 2017, Katranji ve diğerleri, 2007, Timock ve diğerleri, 2011)
- Bukkal alveoler kemik yüksekliği ölçümleri (Wood ve diğerleri, 2013, Timock ve diğerleri, 2011)' ne bakılmıştır.

2.3. Çalışmanın Amacı

Periodontal sağlık ve dental implant planlamasında kortikal kemiğin değerlendirilmesi oldukça önemlidir. Bu yapıların görselleştirilmesinde KIBT cihazı diğer radyografi tekniklerine göre özellikle horizontal ölçümlerde oldukça üstündür. Ayrıca KIBT cihazında görüntü distorsiyonu oldukça azdır. Kortikal kemiğin değerlendirilmesi çeşitli görüntü kalitesi faktörleriyle ilişkilidir (Molen 2010).

Bu çalışmanın amacı, insan kuru mandibulaları üzerinde yapılan bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığını konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerle karşılaştırmak, farklı kafa pozisyonlandırmasının KIBT ölçümlerine olan etkisini değerlendirmektir. Ayrıca KIBT ölçümlerinin fiziksel ölçümlere göre oluşan farklılığın diş türü (anterior-premolar-molar) ve çene yönü (sağ-sol çene) etkisini incelemektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için Gazi Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Etik Komisyonu tarafından 77082166-302.08.01- sayılı ve 2018-52 karar no'lu değerlendirmede çalışmanın etik olarak uygunluğu tarihinde onaylandı (Ek 1: Etik kurul onayı).

Tüm prosedürler, insan deneyleri (kurumsal ve ulusal) konusundaki sorumlu komitenin etik standartlarına ve 1964 tarihli Helsinki Deklarasyonu ve sonraki sürümlerine uygun olarak gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kullanılan 26 adet kuru insan mandibula kemikleri Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'ndan temin edildi.

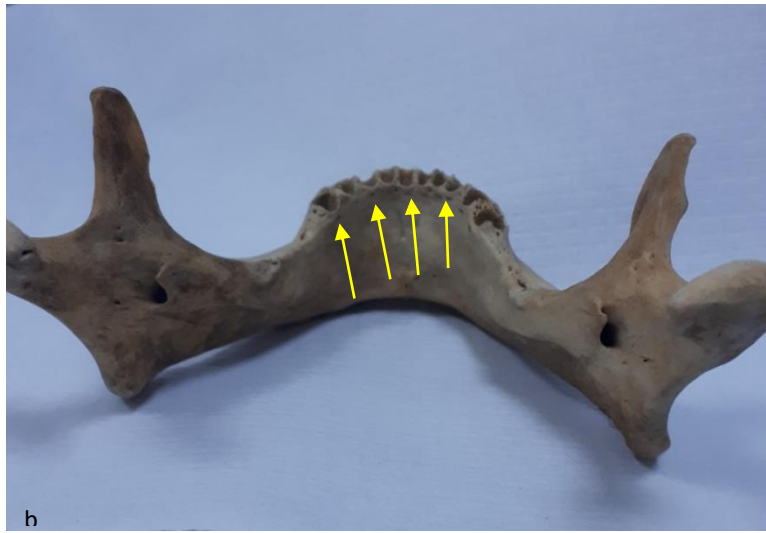
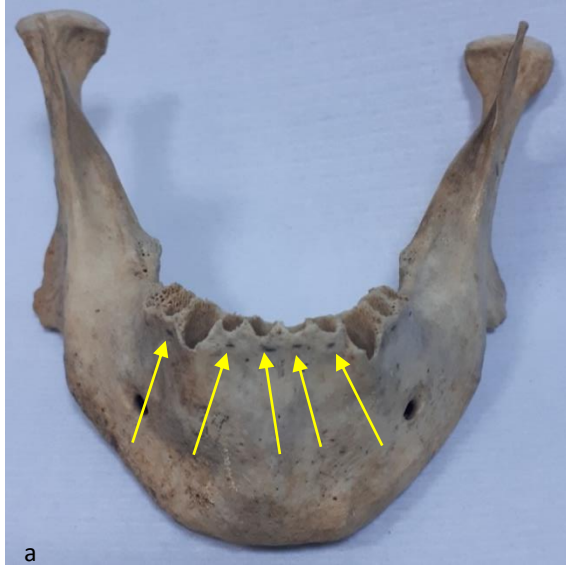
3.1. Kemiklerin Çalışmaya Dâhil Edilme Kriterleri

Aşağıdaki kriterleri sağlayan insan mandibula kemikleri çalışmaya dahil edildi;

- Erişkin mandibulası olması,
- Mandibula kemiğinin sağlam olması,
- Artefaktlara neden olabilecek metallerin bulunmaması,
- Kemiklerde herhangi bir patoloji olmaması (alveolar çıkıntıda kist veya tümör),
- Kemiklerde mekanik hasar olmaması (alveolar çıkıntıda çentik, çatlak ve kırık).

3.2. Kemiklerin Hazırlanması ve Doğrudan Fiziksel Ölçümler

Her bir kemiğin dişsiz soketlerinde bukkal ve lingual kemik yüzeylerinde alveoler kemik marjininin iki mm aşağısında, kemik üzerinde siyah kurşun bir kalem kullanılarak, her biri merkezi işareti temsil eden küçük noktalar işaretlenerek ilgili alanlar belirlendi (Resim 3.1). Ardından fiziksel ölçümleri 0,01 mm' ye duyarlı dijital kumpas kullanarak bu işaret seviyesinde bukkal-lingual olarak hem bukkal hem de lingual kortikal kemikte ölçüm yapıldı (Resim 3.2).



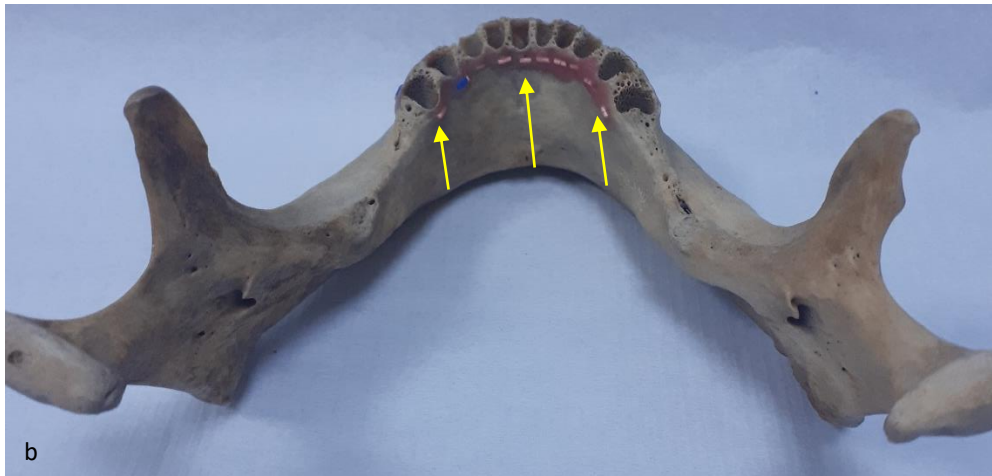
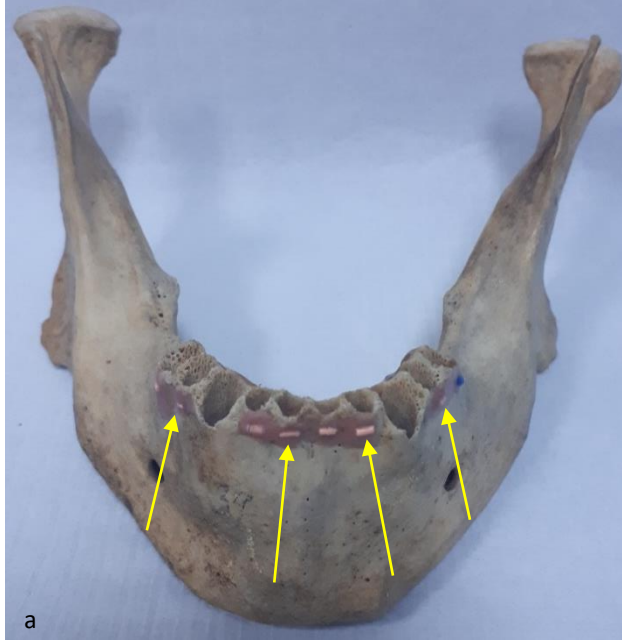
Resim 3.1. Kurşun kalemle kemik üzerine dişsiz soketlerde yapılan işaretlemeler, (a) Bukkal yüzey, (b) Lingual yüzey



Resim 3.2. Dijital Kumpas

İşaretlemelerde kullanılmak üzere guta-perka konileri iki mm'lik çubuk halinde kesildi. Görüntülerdeki ölçümleri standartlaştırmak için radyoopak olan guta-perka parçaları kemik

yüzeylerindeki işaretli alanlara kırmızı mum ile radyografik işaretleyiciler olarak tutturuldu (Resim 3.3).



Resim 3.3. Kemik üzerine yerleştirilen guta perkalar, (a) Bukkal yüzey, (b) Lingual yüzey

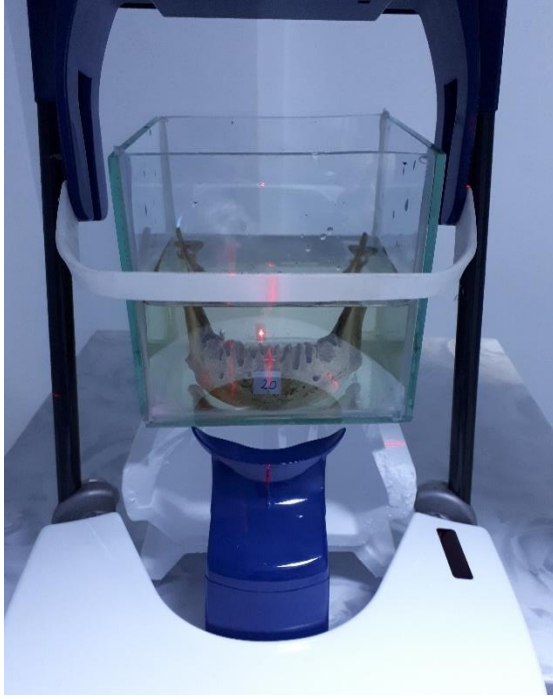
Kuru insan mandibulaları üzerinde yapılan ölçümler altın standart değerler olarak kabul edildi. Bu ölçümler aynı gözlemci tarafından yapıldı ve iki kere tekrar edildi.

3.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Elde Edilmesi

Kuru mandibulalar Planmeca Promax® 3D Mid (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) KIBT cihazı kullanılarak tarandı. Tarama parametreleri mandibulanın tamamının görüntülendiği,

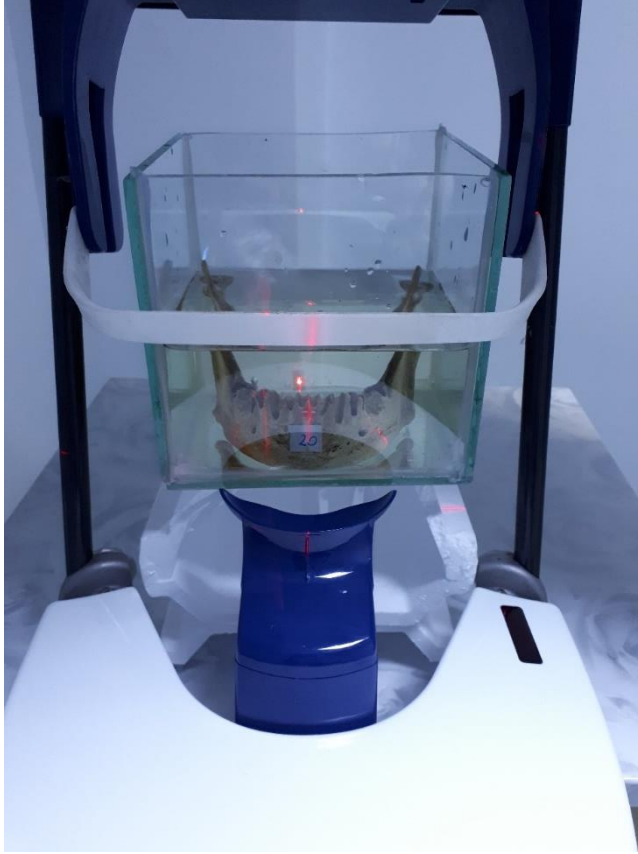
jaw modunda, 16x5.2 cm FOV'a sahip, 90 kVp, 8 mA, 13,528 sn'lik tarama süresi ve 0,4x0,4x0,130 mm voksel boyutundadır.

Kuru insan mandibulaları, cam kutuya yerleştirildi ve görüntülemeye var olan yumuşak dokuların x ışını atenüasyonunu simüle etmek için kutu su ile dolduruldu (Caldas ve diğerleri, 2010, Ludlow ve diğerleri, 2007, Hassan ve diğerleri, 2009). Ölçüm sırasında doğruluk oranını etkileyebilecek su emiliminden kaynaklanabilecek olası genleşmeyi önlemek için mandibulalar kuru tutuldu. Tarama standardizasyonunu sağlamak için KIBT cihazının orta hattı gösteren lazer çubuğu mandibula orta hatta denk gelecek şekilde ayarlandı. Cam kutu orta düzlemini belirten dikey bir çizgi içeriyordu. Bu çizgi mandibula midsagital düzlemini kutu midsagital düzlemine göre yönlendirmek için kullanıldı. Kutu midsagital düzlemi, KIBT cihazının midsagital konumlandırma lazerine göre hizalandı (Resim 3.4). Ünite üzerindeki ön-arka konumlandırma lazeri, lazer kutu inferioruna gelene kadar hasta masasının yüksekliğini ayarlamak için kullanıldı. Düzeneği dengeli pozisyonda tutmak için bir strafor levha kullanıldı.



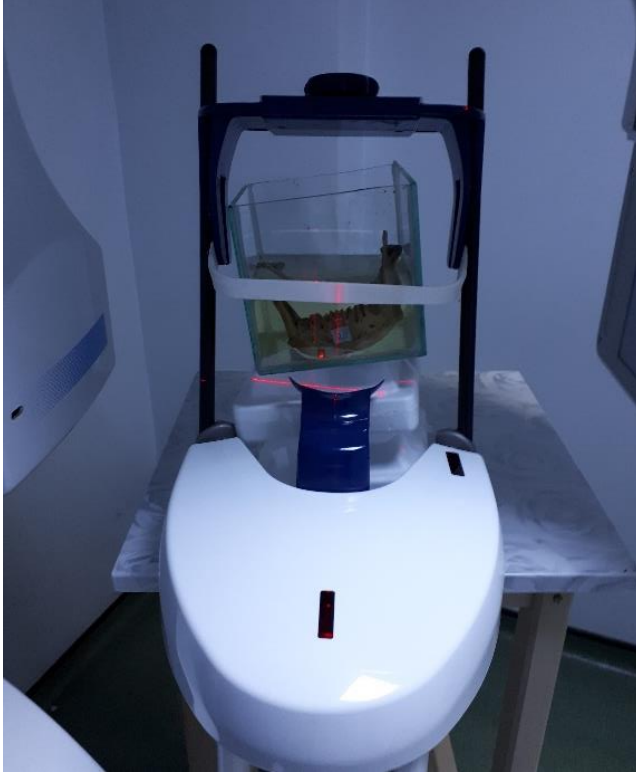
Resim 3.4. Cam kutuya yerleştirilerek orta hattı lazer ile ayarlanmış mandibula pozisyonları

Pilot teste ve literatürdeki çalışmalara göre (Liang ve diğerleri, 2011, Lee ve diğerleri, 2016, Shokri ve diğerleri, 2016), KIBT taraması sırasında kafatasının minimum hareket aralığı 10° olarak belirlendi. Beş farklı tarama protokolü belirlendi.



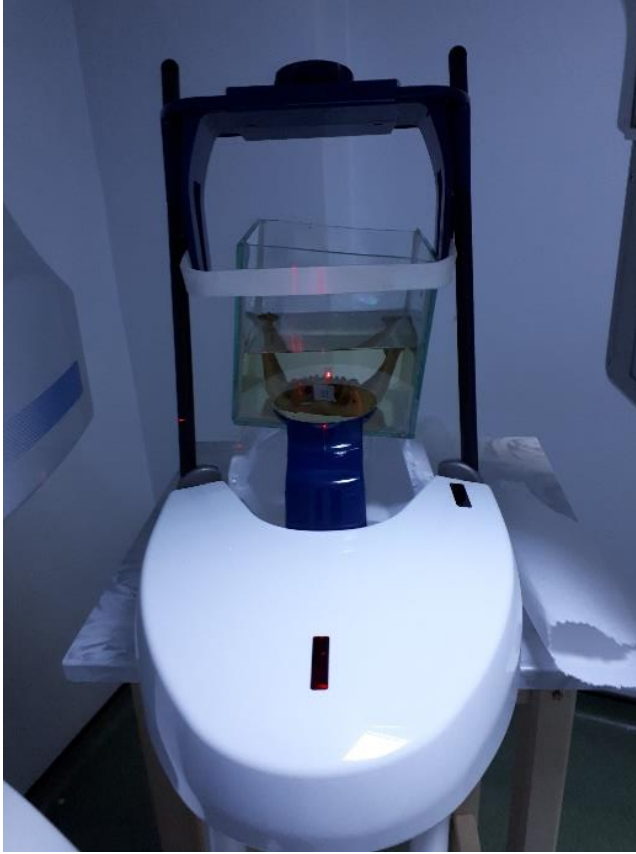
Resim 3.5. İdeal/merkezi pozisyon, sağ-sol yönde ve ön-arka düzlemde 0° açılandırma

Protokol A: İdeal/Merkezi pozisyon; mandibulanın ve cam kutunun midsagital düzlemleri cihaz orta düzlem konumlandırma ışınına tam denk gelecek şekilde ayarlandı. Kafatasının sagital düzlemi vertikal düzleme paralel tutuldu (Resim 3.5).



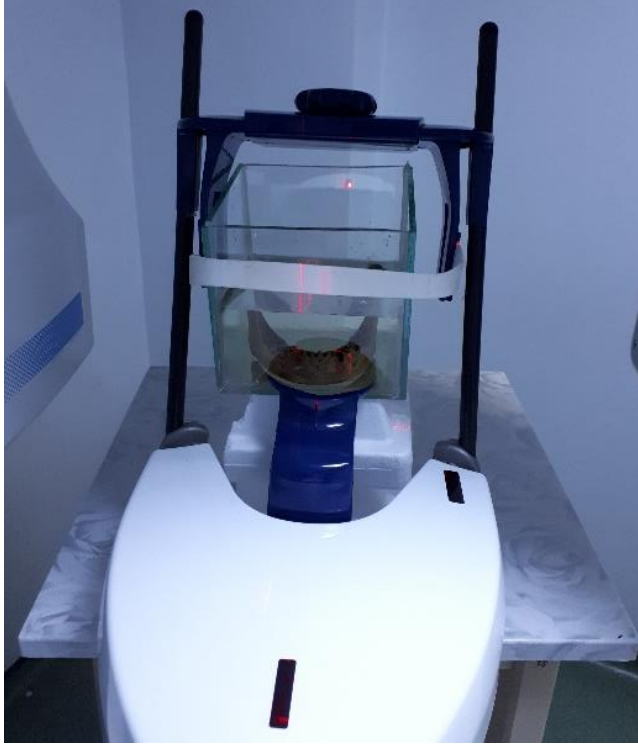
Resim 3.6.Sağ-sol yönde hasta konumuna göre 10° sağa açılanma

Protokol B: Kutu merkezi pozisyona göre 10° sağa açlandırıldı. Ön-arka pozisyonda 0° açılama (Kutu gözlemcinin soluna doğru açlandırılmış) (Resim 3.6).



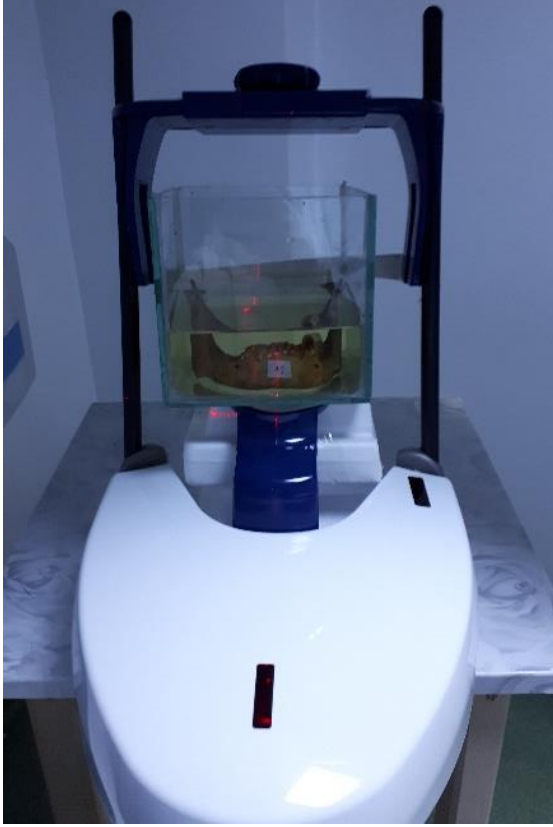
Resim 3.7. Sağ-sol yönde hasta konumuna göre 10° sola açılanma

Protokol C: Kutu pozisyona göre 10° sola açlandırıldı. Ön-arka pozisyonda 0° açılama (Kutu gözlemcinin sağına doğru açlandırılmış) (Resim 3.7).



Resim 3.8. Ön-arka yönde hasta konumuna göre 10° anteriora açılanma

Protokol D: Kutu antero-posterior pozisyonda 10° anteriora açlandırıldı. Sağ-sol pozisyonda 0° açılama (Resim 3.8).



Resim 3.9. Ön-arka yönde hasta konumuna göre 10° posteriora açılanma

Protokol E: Kutu antero-posterior pozisyonda 10° posteriora açıldırıldı. Sağ-sol pozisyonda 0° açılama (Şekil 3.9).

10 derecelik eğimlendirme, kutu altına yerleştirilen önceden ayarlanmış 10 derecelik eğimli düzenek ile sağlandı. Hangi yöne rotasyon olduysa eğimli düzenek o yönün zıt tarafına yerleştirildi (Örneğin sağa eğimlendirme olduğunda kutunun sol kenarına konuldu). Kafatası dönüş açısı ve oryantasyonunda tutarlılık sağlamak için tarama sonrası oluşan görüntülerde program araçları kullanılarak kontrol edildi. Her bir kemikten beş farklı protokolde görüntüler alındı ve toplamda 26 kemikten 130 KIBT görüntüsü elde edildi. Görüntüde herhangi bir artefakt (hareket artefaktı ya da cihaza bağlı artefakt) olduğunda görüntüler tekrarlandı.

3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Seçimi ve Değerlendirilmesi

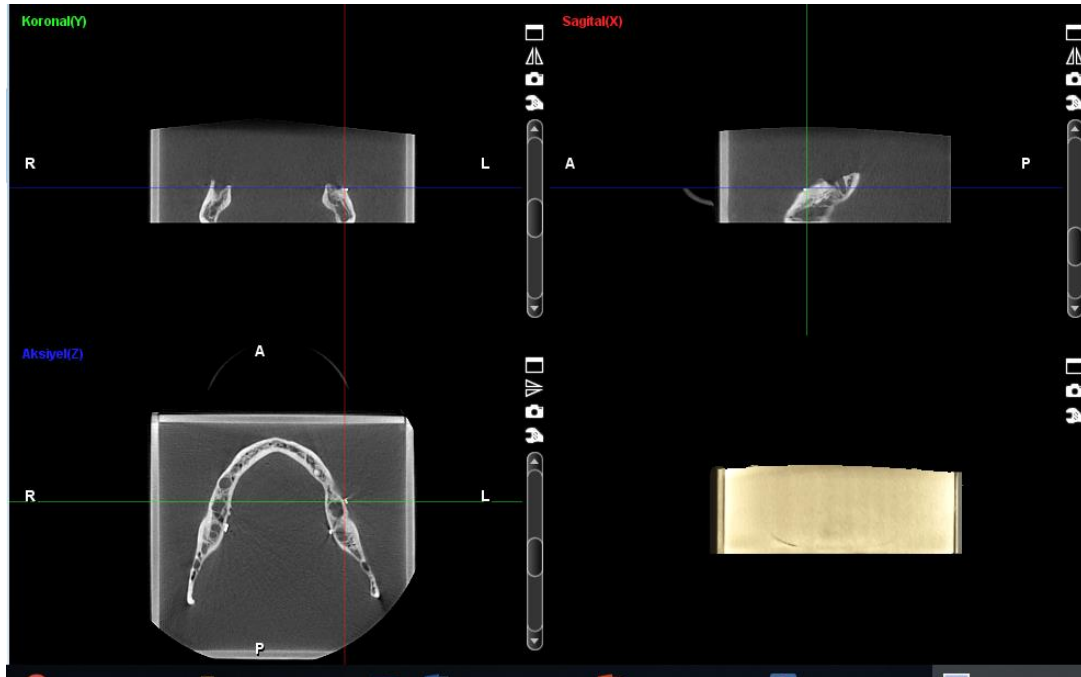
Radyografik değerlendirmeler, 1920×1080 piksel çözünürlükte, cihazın orijinal programı olan Planmeca Romexis 2.7.0.R bilgisayar programı ile Philips model, NVIDIA QUADRO FX 380 ekran kartına sahip 24 inç büyüklüğündeki medikal monitör kullanılarak yapıldı.

Çalışmadaki tüm incelemeler, iki ayrı gözlemci-üç yıllık KIBT değerlendirme tecrübesi olan asistanlar tarafından, görüntüleme programı kullanılarak bilgisayar ekranı üzerinde, ışığı azaltılmış, sakin bir ortamda ve yaklaşık 50 cm uzaklıktan yapıldı.

3.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinde Yapılan Ölçümler

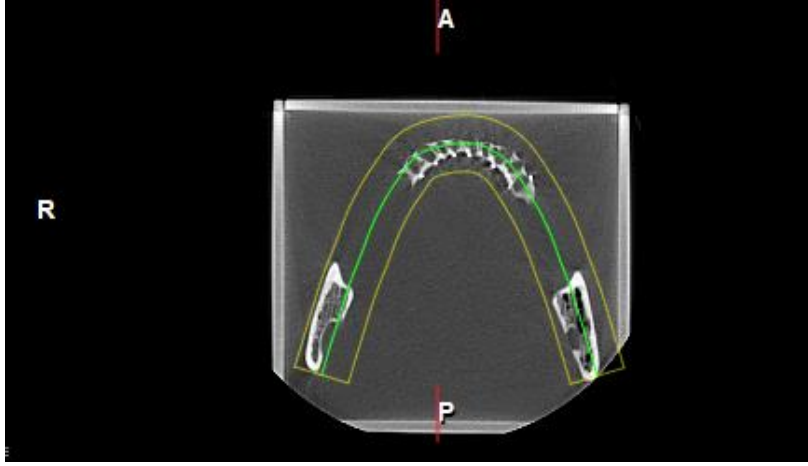
Çalışmada 26 adet mandibula kemiğinden farklı pozisyonda elde edilmiş KIBT görüntüleri Planmeca® Helsinki Finlandiya programıyla yeniden yapılandırıldı. Ölçümler program yazılımı içerisinde bulunan ölçüm aletiyle yapıldı. Herbir kemiğe ait konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri aşağıdaki sıra izlenerek değerlendirildi.

A. KIBT ile alınan görüntüler aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde elde edildi (Şekil 3.1).

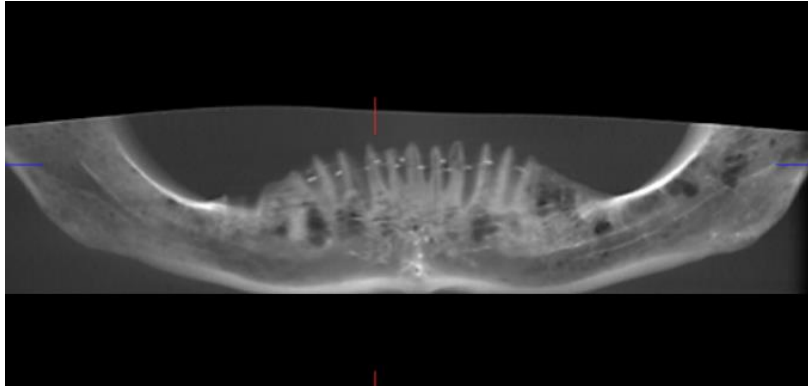


Şekil 2.2. Üç düzlemde elde edilen KIBT görüntüleri

B. Çene kemiğinde bulunan soketlerin izlendiği aksiyal görüntüler üzerinde, alveoler kretin tam ortasından geçecek şekilde panoramik eğri çizildi ve panoramik görüntü oluşturuldu (Şekil 3.2-3).

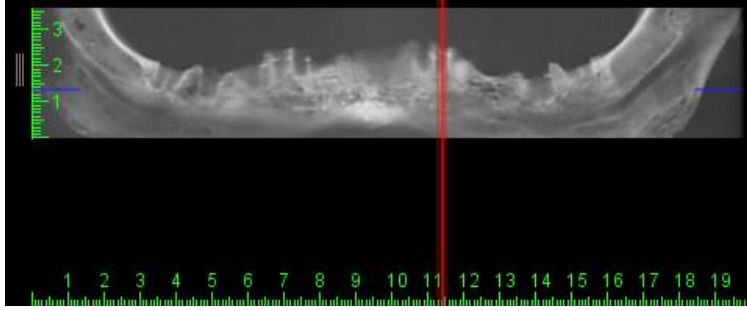


Şekil 2.3. KIBT aksiyal görüntüsü üzerinde çizilen panoramik eğri

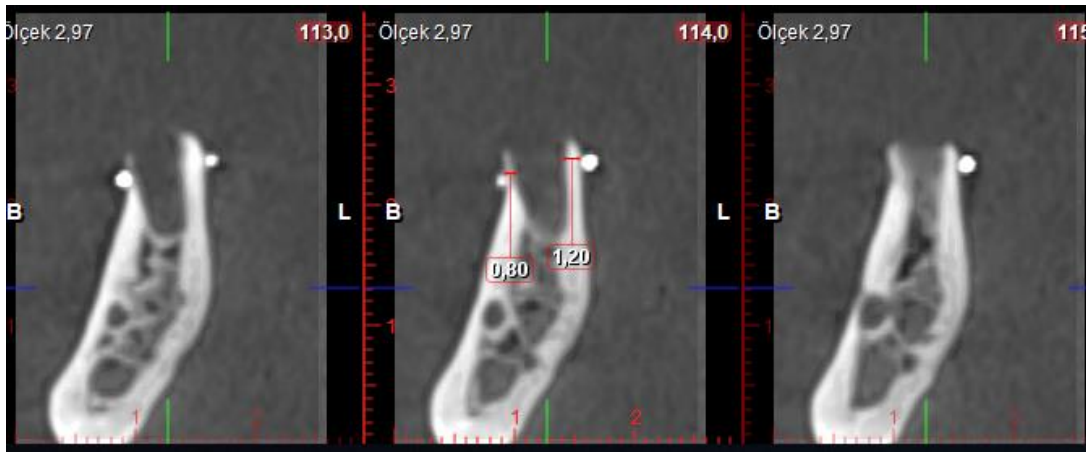


Şekil 2.4. KIBT aksiyal görüntüsü üzerinde çizilen panoramik görüntü

C. Panoramik görüntüler üzerinden, sağ ikinci molardan sol ikinci molara kadar olan alan içerisinde 0,4 mm kalınlıkta ve 0,4 mm kesit aralıklarıyla kros-seksiyonel kesitler elde edildi. (Şekil 3.4). Kros-seksiyonel kesitlerde her bir soketin lingual ve bukkal kemik yüzeylerindeki orta hatta bulunan radyoopak guta-perkanın izlendiği yerden horizontal yönde kortikal kemik kalınlıkları ölçüldü (Şekil 3.5). Görselleştirmeyi standartlaştırmak için gözlemcilerin pencere seviyesini ve genişliğini, görüntü büyütmesini ve kenar geliştirmesini değiştirmelerine izin verilmedi.



Şekil 2.5. Panoramik görüntü üzerinde kros-seksiyonel kesitin alındığı alan



Şekil 2. 6. Kros-seksiyonel kesitlerdeki bukkal ve lingual yüzeylerde yapılan horizontal ölçüm

Gözlemci içi uyumu değerlendirmek için her bir gözlemci tarafından radyografik ölçümlerin %15'i birinci değerlendirme bittikten 15 gün sonra tekrar edildi.

3.6. İstatistiksel Analiz

İstatiksel analizler çalışmamızda elde ettiğimiz 12 data setinden yapıldı;

- i. Mandibula üzerinde dişsiz soketlerde bukkal kortikal kemik kalınlığının dijital kumpasla doğrudan yapılan fiziksel ölçümleri
- ii. Mandibula üzerinde dişsiz soketlerde lingual kortikal kemik kalınlığının dijital kumpasla direk ölçümleri
- iii. Protokol A'ya göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde bukkal kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- iv. Protokol B'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde bukkal kortikal kemik kalınlığının ölçümleri

- v. Protokol C'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde bukkal kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- vi. Protokol D'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde bukkal kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- vii. Protokol E'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde bukkal kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- viii. Protokol A'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde lingual kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- ix. Protokol B'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde lingual kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- x. Protokol C'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde lingual kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- xi. Protokol D'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde lingual kortikal kemik kalınlığının ölçümleri
- xii. Protokol E'ye göre elde edilmiş KIBT görüntüleri üzerinde dişsiz soketlerde lingual kortikal kemik kalınlığının ölçümleri

Çalışmada bulunan bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlık ölçümlerinin dağılımları Shapiro-Wilk testi ve normallik grafikleri ile incelendi. Ölçümler ortalama $\pm$ standart sapma ($\text{ort} \pm \text{ss}$) ve ortanca (değişim aralığı: DA) ile özetlendi.

KIBT bazlı ölçümlerin doğruluğu, altın standart olarak belirlediğimiz fiziksel ölçümlerle ve farklı protokoller ile elde edilen KIBT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümleri kendi aralarında karşılaştırarak incelendi. Görüntülerden elde edilen ölçümler, fiziksel ölçümlerle karşılaştırılırken dişlerin türü (anterior-premolar-molar) ve konumu (sağ alt çene-sol alt çene) da dikkate alınarak iki-yönlü karma ANOVA modeli kuruldu. Modelde her bir görüntünün fiziksel ölçümlerle karşılaştırılması için referans ölçüm gerçek ölçüm olacak şekilde basit kontrast tanımlandı (simple contrast). Görüntü ölçümlerinin fiziksel ölçümlerden farklılığı üzerinde diş türü, konumu ve bu ikisinin etkileşim etkisinin anlamlılığı incelendi. Ayrıca diş türü ve konumuna göre görüntülerden elde edilen ölçümler ile fiziksel ölçümler arasındaki farklar tekrarlı ölçümlerde ANOVA ve Friedman testi ile analiz edildi. Ölçümlerin fiziksel ölçümle uyumu, karma etkili model, tek ölçüm ve mutlak uyum için hesaplanan sınıf-içi korelasyon katsayı (SKK) ile incelendi. SKK için %95 güven aralığı (GA) verildi.

Görüntülerden elde edilen ölçümlerin tekrarlanabilirliği ve tekrar elde edilebilirliği karma etkili model, tek ölçüm ve mutlak uyum için hesaplanan SKK ile değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

İstatistiksel analizler, hesaplamalar ve grafik çizimi için IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanıldı.

4. BULGULAR

Çalışmamızda insan kuru mandibulalarında dişsiz soketlerde bukkal ve lingual kortikal kalınlıkları değerlendirmek için beş farklı konumlandırma protokolüyle (A-B-C-D-E) KIBT görüntüleri oluşturuldu. Tüm protokoller 26 kemik için yapılmış olup, toplamda 130 KIBT görüntüsü elde edildi. Elde edilen görüntüler üzerinde ölçülen kalınlıklar ile doğrudan yapılan fiziksel ölçüm kalınlıklarının ortalamaları hesap edildi.

4.1. Bukkal Kortikal Kemik Kalınlığı Ortalamaları

Toplamda 72 anterior diş soketi, 56 premolar diş soketi, 50 molar diş soketi kullanıldı. Kemik üzerinden fiziksel olarak elde edilen ölçümler ile KIBT görüntülerinden elde edilen ölçümlerin, diş türü ve dişin bulunduğu tarafa göre bukkal kortikal kemik kalınlığı ölçüm ortalama dağılımları Çizelge 4.1-3’de ve Şekil 1-4’te verilmiştir.

Çizelge 4.1. Sağ mandibuladaki bukkal yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları

Diş Konumu	Diş Türü			
	Anterior	Premolar	Molar	Toplam
	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)
Sağ mandibula	n=40	n=32	n=26	n=98
Fiziksel	0.658±0.229	0.712±0.286	1.206±0.581	0.821±0.435
	0.6 (0.34-1.22)	0.66 (0.35-1.43)	1.14 (0.4-2.96)	0.72 (0.34-2.96)
A	0.771±0.229	0.903±0.306	1.234±0.410	0.937±0.360
	0.8 (0.4-1.2)	0.8 (0.4-2.14)	1.2 (0.4-2.04)	0.8 (0.4-2.14)
B	0.850±0.364	0.896±0.242	1.219±0.477	0.963±0.394
	0.8 (0.4-2.4)	0.8 (0.4-1.6)	1.2 (0.8-2.4)	0.8 (0.4-2.4)
C	0.770±0.306	0.855±0.247	1.179±0.414	0.906±0.360
	0.8 (0.4-2)	0.8 (0.4-1.6)	1.2 (0.8-2.33)	0.8 (0.4-2.33)
D	0.806±0.260	0.828±0.248	1.143±0.353	0.903±0.316
	0.8 (0.4-1.6)	0.8 (0.4-1.6)	1.2 (0.8-2)	0.8 (0.4-2)
E	0.860±0.308	0.843±0.235	1.188±0.395	0.941±0.344
	0.8 (0.4-2)	0.8 (0.4-1.2)	1.2 (0.4-2)	0.8 (0.4-2)
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı				

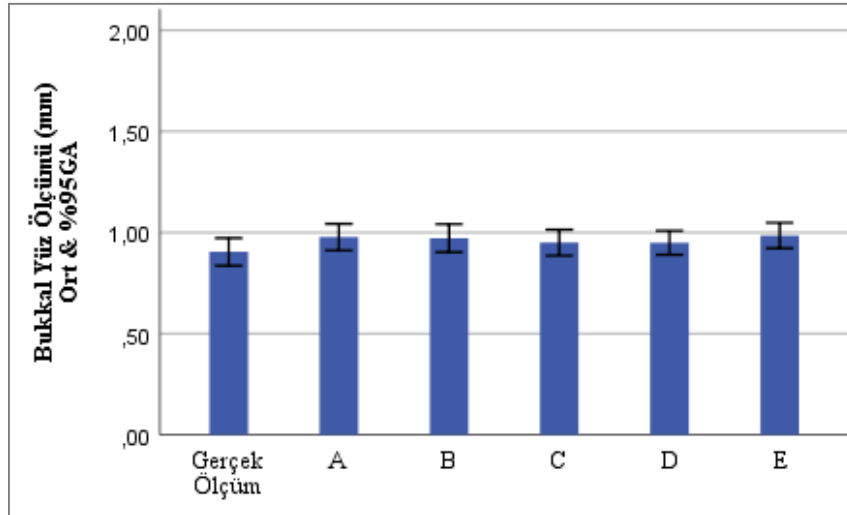
Çizelge 4.2. Sol mandibuladaki bukkal yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları

Diş Konumu	Diş Türü			
	Anterior	Premolar	Molar	Toplam
	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)
Sol mandibula	n=32	n=24	n=24	n=80
Fiziksel	0.701±0.235	0.740±0.286	1.409±0.883	0.925±0.612
	0.71 (0.32-1.15)	0.7 (0.31-1.31)	1.26 (0.58-4.83)	0.77 (0.31-4.83)
A	0.797±0.205	0.813±0.241	1.345±0.934	0.967±0.591
	0.8 (0.4-1.2)	0.8 (0.4-1.2)	1.2 (0.4-4.82)	0.8 (0.4-4.82)
B	0.775±0.226	0.750±0.215	1.342±0.932	0.938±0.598
	0.8 (0.4-1.2)	0.8 (0.4-1.2)	1.05 (0.4-4.82)	0.8 (0.4-4.82)
C	0.838±0.276	0.754±0.246	1.305±0.861	0.953±0.564
	0.8 (0.4-1.6)	0.8 (0.4-1.2)	1.2 (0.4-4.8)	0.8 (0.4-4.8)
D	0.753±0.170	0.770±0.165	1.397±0.860	0.951±0.566
	0.8 (0.4-1.2)	0.8 (0.4-1.2)	1.2 (0.8-4.82)	0.8 (0.4-4.82)
E	0.800±0.203	0.819±0.225	1.400±0.878	0.986±0.574
	0.8 (0.4-1.2)	0.8 (0.4-1.26)	1.2 (0.8-4.87)	0.8 (0.4-4.87)
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı				

Çizelge 4.3. Mandibuladaki tüm bukkal yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları

Diş Konumu	Diş Türü			Toplam
	Anterior	Premolar	Molar	
	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)
Toplam(Sağ- sol mandibula)	n=72	n=56	n=50	n=178
Fiziksel	0.677±0.231	0.724±0.284	1.304±0.741	0.868±0.523
	0.67 (0.32-1.22)	0.7 (0.31-1.43)	1.19 (0.4-4.83)	0.74 (0.31-4.83)
A	0.783±0.218	0.864±0.281	1.288±0.706	0.950±0.477
	0.8 (0.4-1.2)	0.8 (0.4-2.14)	1.2 (0.4-4.82)	0.8 (0.4-4.82)
B	0.817±0.311	0.833±0.240	1.278±0.727	0.951±0.495
	0.8 (0.4-2.4)	0.8 (0.4-1.6)	1.2 (0.4-4.82)	0.8 (0.4-4.82)
C	0.800±0.293	0.811±0.249	1.239±0.663	0.927±0.462
	0.8 (0.4-2)	0.8 (0.4-1.6)	1.2 (0.4-4.8)	0.8 (0.4-4.8)
D	0.782±0.224	0.803±0.216	1.265±0.654	0.924±0.446
	0.8 (0.4-1.6)	0.8 (0.4-1.6)	1.2 (0.8-4.82)	0.8 (0.4-4.82)
E	0.833±0.266	0.833±0.229	1.290±0.673	0.961±0.461
	0.8 (0.4-2)	0.8 (0.4-1.26)	1.2 (0.4-4.87)	0.8 (0.4-4.87)
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı				

Görüntülerden elde edilen bukkal kortikal kemiğe ait ölçümler, gerçek ölçümler ile karşılaştırıldığında, gerçek ölçüme göre tüm görüntülerden daha yüksek değerler elde edildiği görülmüştür (Şekil 4.1). Ancak bu farklılığın 0,2 mm altında olduğu gözlenmiştir. Gerçek ölçümlere göre gözlenen bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (A için $p<0,001$, B için $p=0,002$, C için $p=0,036$, D için $p=0,028$ ve E için $p<0,001$, Çizelge 4.4.).



Şekil 4.1. Bukkal yüz ölçümlerinin ortalamaları (GA: Güven Aralığı)

Çizelge 4.4. Bukkal kortikal kemik kalınlığı ölçümleri için karşılaştırma sonuçları

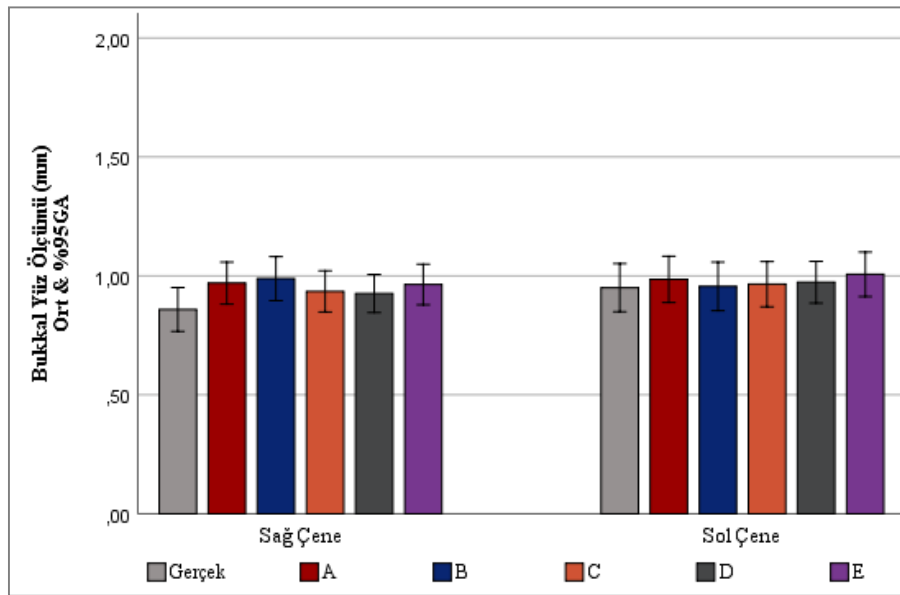
	p-değerleri				
	A-Fiziksel	B- Fiziksel	C- Fiziksel	D- Fiziksel	E- Fiziksel
Genel	<0,001	0,002	0,036	0,028	<0,001
Konum	0,067	0,104	0,160	0,285	0,278
Tür	0,011	0,007	0,001	0,018	0,010
Konum*Tür	0,558	0,685	0,305	0,279	0,577

Bukkal kortikal kemiği için KIBT görüntüleri üzerinde Protokol A (Merkezi pozisyon)’nın diğer protokollere göre karşılaştırılarak kafa pozisyonunun ölçümlere olan etkisi incelenmiştir. Kafa pozisyonunun değişmesiyle görüntüler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Çizelge 4.5)

Çizelge 4.5. Bukkal kortikal kemik kalınlık ölçümleri için KIBT görüntüleri üzerinde protokoller arası karşılaştırma sonuçları

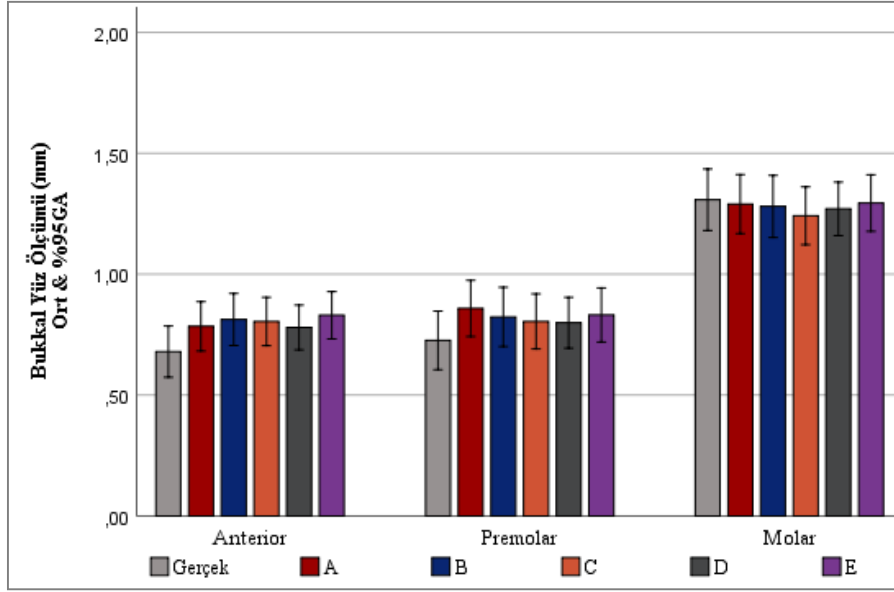
	p-değerleri			
	B-A	C-A	D-A	E-A
Genel	0.802	0.181	0.155	0.717
Konum	0.265	0.717	0.414	0.525
Tür	0.455	0.232	0.491	0.342
Konum*Tür	0.565	0.859	0.064	0.139

Dişlerin konumuna göre görüntülerden elde edilen ölçümler ile fiziksel ölçümler arasındaki farklar incelendiğinde, sağ alt çene ve sol alt çenedeki farkların birbirinden anlamlı düzeyde farklı olmadığı görülmüştür (Şekil 4.2).



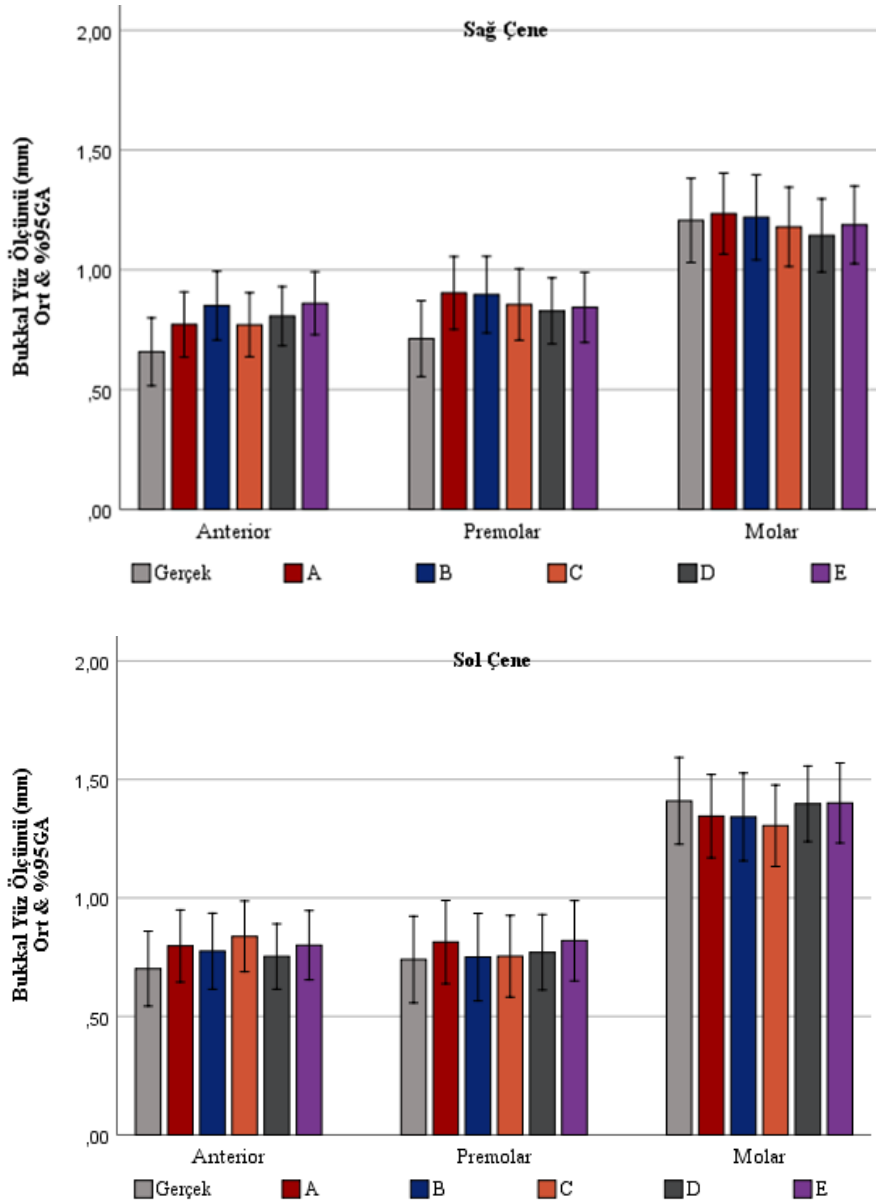
Şekil 4.2. Bukkal yüz ölçümlerinin dişlerin konumuna göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı)

Dişlerin türüne göre görüntülerden elde edilen ölçümler ile fiziksel ölçümler arasındaki farklar incelendiğinde, tüm görüntüler için farkların diş türüne göre farklı olduğu görülmüştür (A için $p=0.011$, B için 0.007 , C için $p=0.001$, D için $p=0.018$, E için $p=0.010$, Çizelge 4.4). Tüm görüntülerde bukkal yüz değerleri anterior ve premolar dişlerde gerçek ölçümlerden daha yüksek, molar dişlerde gerçek değerlerden daha düşük hesaplanmıştır. (Şekil 4.3).



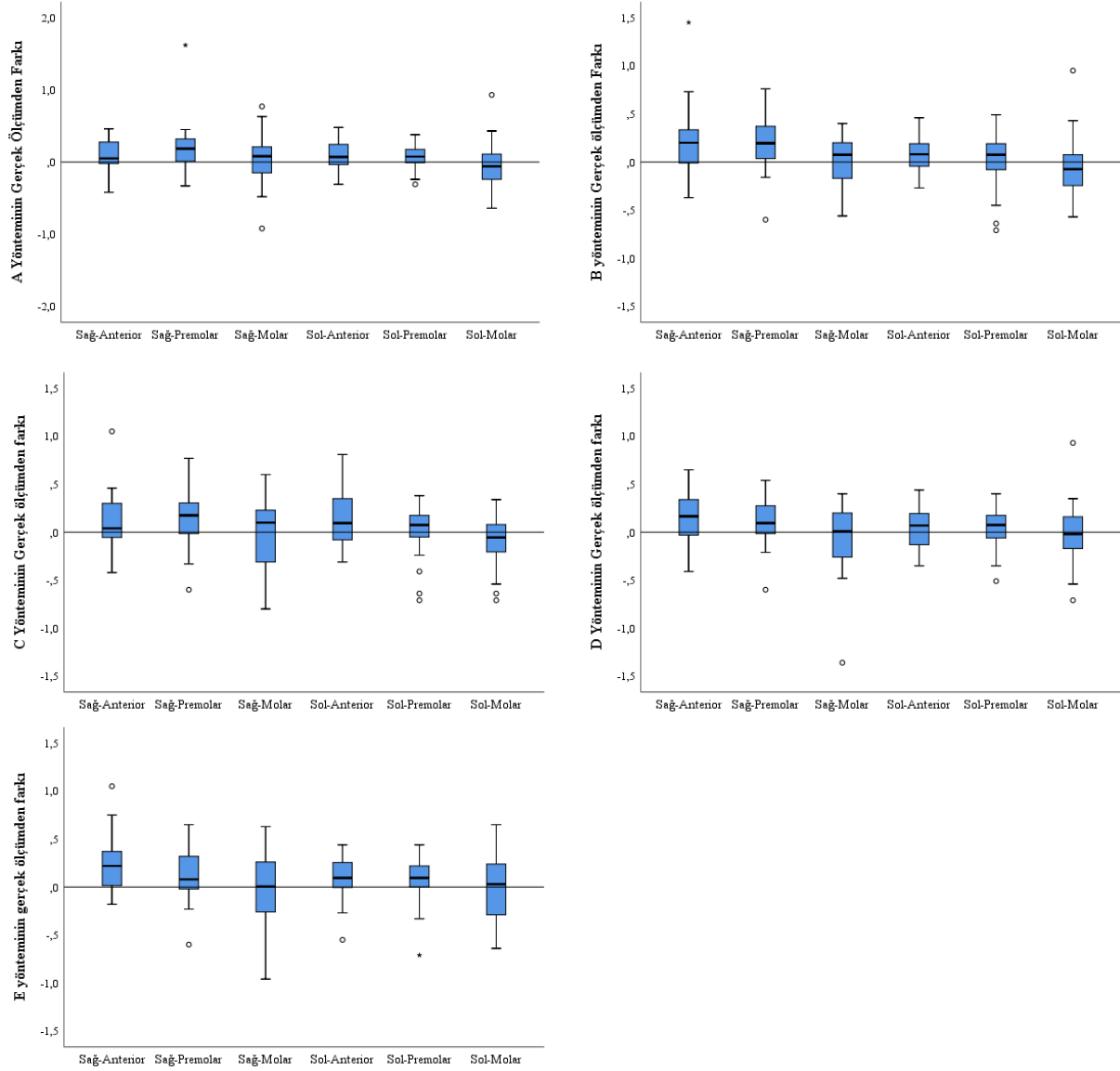
Şekil 4.3. Bukkal yüz ölçümlerinin diş türüne göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı)

Dişlerin türüne göre görüntülerden elde edilen ölçümler ile fiziksel ölçümler arasındaki farkların sağ ve sol alt çenede benzer olduğu, istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir (tüm görüntüler için Konum*Tür etkileşimine ait $p>0.05$, Çizelge 4.4). Anterior ve premolar dişlerde görüntülerden elde edilen bukkal yüz değerleri genellikle gerçek ölçümlerden yüksektir ve bu durum her iki alt çenede de gözlenmektedir. Molar dişlerde görüntülerden elde edilen değerler fiziksel ölçümlerden daha düşüktür ve her iki alt çenede benzer durum söz konusudur (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Bukkal yüz ölçümlerinin A: sağ çenede diş türüne göre dağılımı B: Sol çenede diş türüne göre dağılımı (GA: Güven Aralığı)

Görüntülerden elde edilen bukkal yüz ölçümlerinin gerçek ölçümlerden ne kadar farklılık gösterdiği dişlerin konumuna göre incelenmiş ve Şekil 4.5'te verilmiştir. Buna göre yöntemler arasında gerçek ölçümlerden sapma bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (tüm dişler için $p>0.05$).



Şekil 4.5. Yöntemlerden elde edilen bukkal kortikal kemik kalınlık ölçümlerinin gerçek ölçümlerden farkının diş türü ve konumuna göre dağılımı

Çizelge 4.6. Diş türü ve konumuna göre bukkal yüz ölçümlerinin gerçek ölçümlerden farkı

	Görüntüler						
	A	B	C	D	E		
Diş Konumu	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	χ^2 istatistiği	p-değeri
Sağ anterior	0.114±0.206	0.193±0.309	0.113±0.272	0.149±0.246	0.203±0.249	5.362	0.252
	0.05 (-0.42–0.46)	0.2 (-0.37–1.45)	0.04 (-0.42–1.05)	0.165 (-0.41–0.65)	0.22 (-0.18–1.05)		
Sağ premolar	0.191±0.322	0.184±0.25	0.143±0.251	0.116±0.228	0.131±0.265	4.630	0.327
	0.185 (-0.33–1.62)	0.195 (-0.60–0.76)	0.175 (-0.60–0.77)	0.095 (-0.60–0.54)	0.08 (-0.60–0.65)		
Sağ molar	0.028±0.349	0.013±0.252	-0.027±0.357	-0.063±0.361	-0.018±0.402	4.161	0.385
	0.08 (-0.92–0.77)	0.075 (-0.56–0.40)	0.1 (-0.8–0.6)	0.01 (-1.36–0.40)	0.005 (-0.96–0.63)		
Sol anterior	0.096±0.211	0.074±0.194	0.136±0.267	0.052±0.225	0.099±0.227	1.993	0.737
	0.07 (-0.31–0.48)	0.08 (-0.27–0.46)	0.095 (-0.31–0.81)	0.07 (-0.35–0.44)	0.095 (-0.55–0.44)		
Sol premolar	0.073±0.168	0.01±0.312	0.014±0.275	0.03±0.228	0.079±0.252	4.506	0.342
	0.075 (-0.31–0.38)	0.075 (-0.71–0.49)	0.075 (-0.71–0.38)	0.075 (-0.51–0.40)	0.095 (-0.71–0.44)		
Sol molar	-0.064±0.333	-0.068±0.334	-0.105±0.275	-0.012±0.315	-0.009±0.364	6.551	0.162
	-0.06 (-0.64–0.93)	-0.075 (-0.57–0.95)	-0.055 (-0.71–0.34)	-0.02 (-0.71–0.93)	0.03 (-0.64–0.65)		
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı							

4.2. Lingual Kortikal Kemik Kalınlığı Ortalamaları

Toplamda 112 anterior diş soketi, 81 premolar diş soketi, 78 molar diş soketi kullanıldı. Diş türü ve dişin bulunduğu tarafa göre lingual kortikal kemik kalınlığı ölçüm ortalama dağılımları Çizelge 4.7-9'te ve Şekil 4.6'da verilmiştir. Buna göre sağ ve sol alt çene görüntülerden elde edilen ölçümlere ait ortalamalar, anterior ve premolar dişlerde fiziksel ölçüm ortalamalarından daha yüksek; molar dişlerde daha düşüktür.

Çizelge 4.7. Sağ mandibula lingual yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları

	Diş Türü			
	Anterior	Premolar	Molar	Toplam
Diş Konumu	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)
Sağ mandibula	n=55	n=41	n=39	n=135
Gerçek	0.869±0.355	1.180±0.414	1.853±0.718	1.248±0.644
	0.78 (0.3-1.83)	1.12 (0.45-2.32)	1.75 (0.76-3.45)	1.12 (0.3-3.45)
A	0.949±0.319	1.255±0.46	1.778±0.716	1.281±0.606
	0.8 (0.4-1.8)	1.2 (0.4-2.4)	1.65 (0.4-3.22)	1.2 (0.4-3.22)
B	0.949±0.280	1.306±0.427	1.707±0.721	1.276±0.576
	0.8 (0.4-1.79)	1.2 (0.8-2.4)	1.6 (0.4-3.2)	1.2 (0.4-3.2)
C	0.942±0.266	1.279±0.441	1.760±0.592	1.281±0.548
	0.8 (0.4-1.65)	1.2 (0.8-2.8)	1.65 (0.8-2.91)	1.2 (0.4-2.91)
D	0.941±0.282	1.243±0.373	1.763±0.627	1.270±0.548
	0.8 (0.4-1.65)	1.2 (0.8-2)	1.6 (0.8-3.2)	1.2 (0.4-3.2)
E	1.048±0.367	1.322±0.347	1.740±0.618	1.331±0.529
	0.8 (0.4-2.04)	1.2 (0.8-2.4)	1.6 (0.8-3.05)	1.2 (0.4-3.05)
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı				

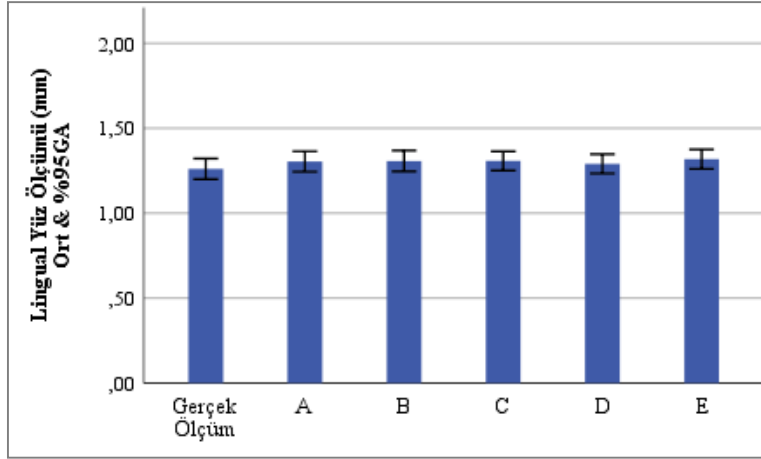
Çizelge 4.8. Sol mandibula lingual yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları

	Diş Türü			
	Anterior	Premolar	Molar	Toplam
Diş Konumu	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)
Sol mandibula	n=57	n=40	n=39	n=136
Gerçek	0.845±0.451	1.279±0.474	1.538±0.536	1.171±0.563
	0.71 (0.27-2.27)	1.2 (0.46-2.65)	1.49 (0.61-2.93)	1.11 (0.27-2.93)
A	1.002±0.448	1.289±0.448	1.552±0.533	1.244±0.523
	0.8 (0.4-2.8)	1.2 (0.4-2.4)	1.6 (0.8-2.8)	1.2 (0.4-2.8)
B	1.028±0.515	1.359±0.458	1.495±0.565	1.259±0.549
	0.8 (0.4-2.83)	1.2 (0.8-2.4)	1.44 (0.8-3.2)	1.2 (0.4-3.2)
C	1.014±0.417	1.307±0.441	1.542±0.600	1.252±0.528
	0.8 (0.4-2.4)	1.2 (0.4-2.53)	1.26 (0.4-3.6)	1.2 (0.4-3.6)
D	0.992±0.455	1.360±0.486	1.443±0.515	1.229±0.520
	0.8 (0.4-2.8)	1.2 (0.8-2.8)	1.26 (0.8-2.8)	1.2 (0.4-2.8)
E	1.028±0.421	1.284±0.447	1.486±0.590	1.235±0.516
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı				

Çizelge 4.9. Mandibuladaki tüm lingual yüz ölçümlerinin diş türü ve konumuna göre dağılımları

	Diş Türü			
	Anterior	Premolar	Molar	Toplam
	0.8 (0.4-2.8)	1.2 (0.4-2.8)	1.26 (0.8-2.8)	1.2 (0.4-2.8)
Toplam (Sağ-Sol Mandibula)	n=112	n=81	n=78	n=271
Gerçek	0.857±0.405	1.229±0.444	1.695±0.649	1.209±0.605
	0.75 (0.27-2.27)	1.17 (0.45-2.65)	1.65 (0.61-3.45)	1.11 (0.27-3.45)
A	0.976±0.390	1.271±0.452	1.665±0.637	1.263±0.565
	0.8 (0.4-2.8)	1.2 (0.4-2.4)	1.6 (0.4-3.22)	1.2 (0.4-3.22)
B	0.989±0.416	1.332±0.440	1.601±0.653	1.268±0.562
	0.8 (0.4-2.83)	1.2 (0.8-2.4)	1.6 (0.4-3.2)	1.2 (0.4-3.2)
C	0.979±0.351	1.293±0.439	1.651±0.602	1.266±0.537
	0.8 (0.4-2.4)	1.2 (0.4-2.8)	1.6 (0.4-3.6)	1.2 (0.4-3.6)
D	0.967±0.379	1.301±0.434	1.603±0.592	1.250±0.534
	0.8 (0.4-2.8)	1.2 (0.8-2.8)	1.6 (0.8-3.2)	1.2 (0.4-3.2)
E	1.038±0.394	1.303±0.398	1.613±0.614	1.283±0.524
	0.8 (0.4-2.8)	1.2 (0.4-2.8)	1.35 (0.8-3.05)	1.2 (0.4-3.05)
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı				

Görüntülerden elde edilen lingual yüze ait ölçümler, gerçek ölçümler ile karşılaştırıldığında, gerçek ölçümlere göre tüm görüntülerden daha yüksek değerler elde edildiği görülmüştür (Şekil 4.6). Gerçek ölçümlere göre gözlenen bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (Çizelge 4.10) (A için $p=0.011$, B için $p=0.012$, C için $p=0.028$, D için $p=0.032$ ve E için $p=0.003$).



Şekil 4.6. Lingual yüz ölçümlerinin ortalamaları (GA: Güven Aralığı)

Çizelge 4.10. Lingual yüz ölçümleri için karşılaştırma sonuçları

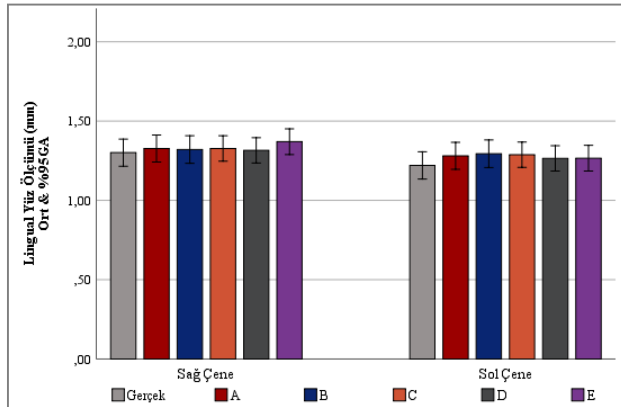
	p-değerleri				
	A-Gerçek	B-Gerçek	C-Gerçek	D-Gerçek	E-Gerçek
Genel	0.011	0.012	0.028	0.032	0.003
Konum	0.319	0.149	0.338	0.447	0.539
Tür	0.001	<0.001	0.005	<0.001	<0.001
Konum*Tür	0.135	0.172	0.190	0.692	0.118

Lingual kortikal kemik için KIBT görüntüleri üzerinde Protokol A (Merkezi pozisyon)'nın diğer protokollere göre karşılaştırılarak kafa pozisyonunun ölçümlere olan etkisi incelenmiştir. Kafa pozisyonunun değişmesiyle görüntüler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. Lingual kortikal kemik ölçümleri için KIBT görüntüleri üzerinde protokoller arası karşılaştırma sonuçları

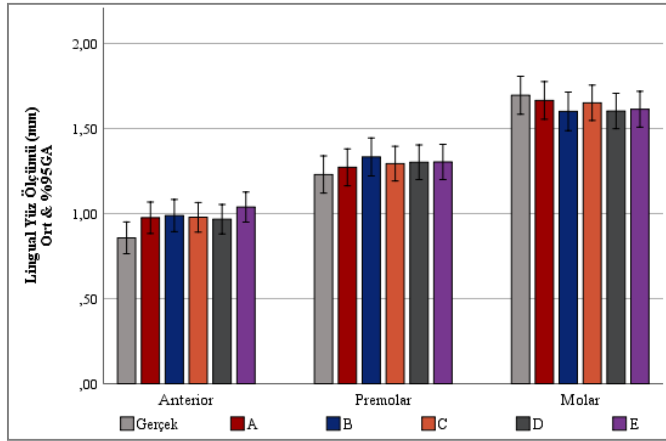
	p-değerleri			
	B-A	C-A	D-A	E-A
Genel	0.856	0.866	0.497	0.477
Konum	0.593	0.868	0.909	0.143
Tür	0.127	0.788	0.210	0.150
Konum*Tür	0.991	0.969	0.241	0.872

Görüntülerden elde edilen ölçümler, gerçek ölçümlerle karşılaştırılırken dişlerin konumu dikkate alındığında, her iki alt çenede gerçek ölçüm ortalamalarında daha yüksek değerlerin hesaplandığı görülmüştür (Şekil 4.7). Dişlerin konumunun, görüntü ölçümleri ve gerçek ölçümler arasındaki farklar üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir (Tüm görüntüler için konum etkisi $p > 0,05$, Çizelge 4.10).



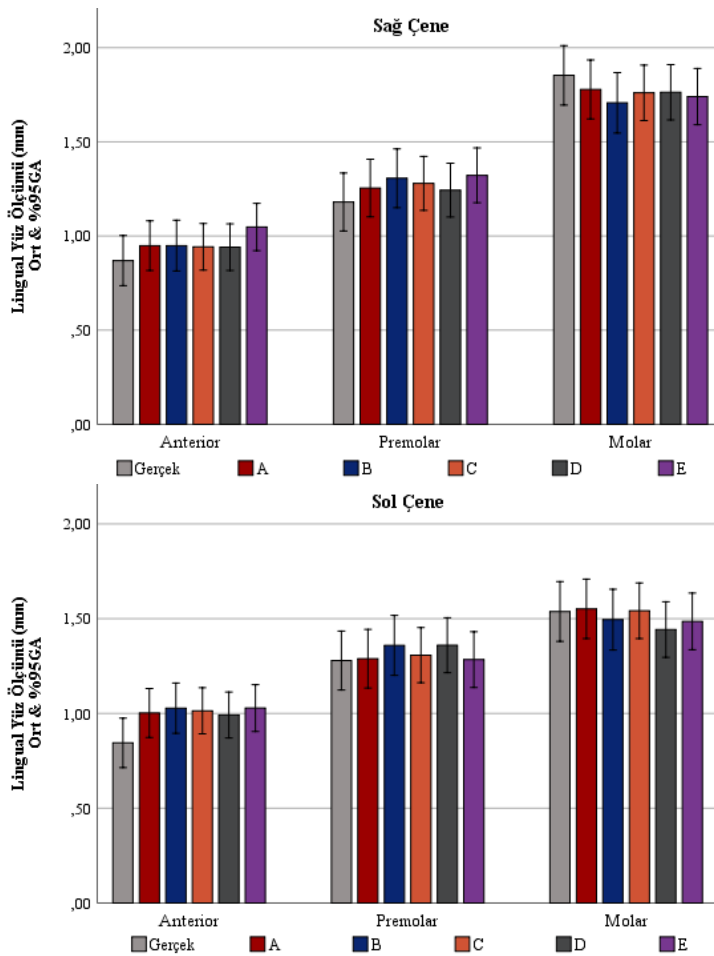
Şekil 4.7. Şekil 6. Lingual yüz ölçümlerinin dişlerin konumuna göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı)

Dişlerin türüne göre görüntülerden elde edilen lingual yüz ölçümleri ile gerçek ölçümler arasındaki farklar incelendiğinde, tüm görüntüler için farkların diş türüne göre farklı olduğu görülmüştür (Tür etkisi; A için $p=0.001$, B-D ve E için $p<0.001$ C için $p=0.005$, Çizelge 4.10). Tüm görüntülerde lingual yüz ölçümü ortalaması anterior ve premolar dişlerde gerçek ölçüm ortalamalarından daha yüksek, molar dişlerde daha düşük hesaplanmıştır. (Şekil 4.8).



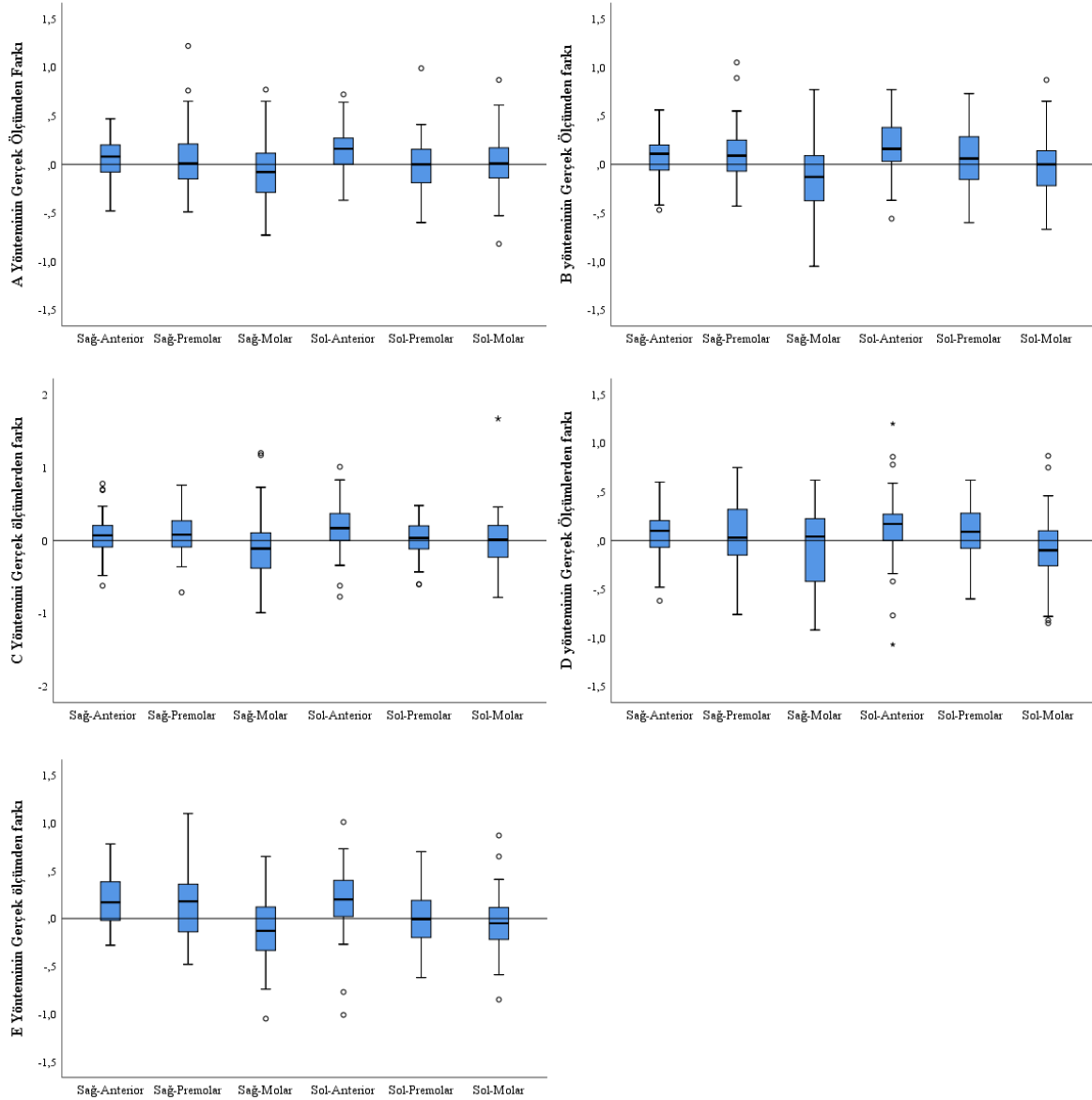
Şekil 4.8. Lingual yüz ölçümlerinin diş türüne göre ortalamaları (GA: Güven Aralığı)

Görüntüler ile gerçek ölçümler arasındaki farkların diş türüne göre gösterdiği bu eğilimin sağ ve sol alt çenede benzer olduğu tespit edilmiştir (tüm görüntüler için diş türü ile çenenin sağ ve sol konumu arasındaki etkileşime ait $p>0.05$, Çizelge 4.10, Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Lingual yüz ölçümlerinin A: Sağ çenede diş türüne göre dağılımı B: Sol çenede diş türüne göre dağılımı (GA: Güven Aralığı)

Görüntülerden elde edilen bukkal yüz ölçümlerinin gerçek ölçümlerden ne kadar farklılık gösterdiği dişlerin konumuna göre incelenmiş ve Şekil 4.10'da verilmiştir. Buna göre yöntemler arasında gerçek ölçümlerden sapma bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (tüm dişler için $p>0.05$).



Şekil 4.10. Yöntemlerden elde edilen lingual ölçümlerin gerçek ölçümlerden farkının diş türü ve konumuna göre dağılımı

Çizelge 4.12. Diş türü ve konumuna göre lingual yüz ölçümlerinin gerçek ölçümlerden farkı

	Görüntüler						
	A	B	C	D	E		
Diş Konumu	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Ort±SS Ortanca (DA)	Test istatistiği	p-değeri
Sağ anterior	0.079±0.217	0.080±0.225	0.073±0.289	0.071±0.257	0.079±0.253	3.429	0.210
	0.08 (-0.48–0.47)	0.11 (-0.47–0.56)	0.07 (-0.62–0.78)	0.1 (-0.62–0.6)	0.17 (-0.28–0.78)		
Sağ premolar	0.075±0.349	0.126±0.303	0.099±0.32	0.063±0.352	0.142±0.35	4.802	0.308
	0.01 (-0.49–1.22)	0.09 (-0.43–1.05)	0.08 (-0.71–0.76)	0.03 (-0.76–0.75)	0.18 (-0.48–1.1)		
Sağ molar	-0.075±0.294	-0.146±0.372	-0.093±0.458	-0.090±0.384	-0.113±0.355	5.088	0.278
	-0.08 (-0.73–0.77)	-0.13 (-1.05–0.77)	-0.11 (-0.99–1.2)	0.04 (-0.92–0.62)	-0.13 (-1.05–0.65)		
Sol anterior	0.157±0.224	0.183±0.272	0.169±0.318	0.147±0.354	0.183±0.326	2.985	0.560
	0.16 (-0.37–0.72)	0.16 (-0.56–0.77)	0.17 (-0.77–1.01)	0.17 (-1.07–1.2)	0.2 (-1.01–1.01)		
Sol premolar	0.010±0.272	0.080±0.306	0.028±0.267	0.081±0.263	0.005±0.267	3.527	0.474
	0.00 (-0.6–0.99)	0.06 (-0.6–0.73)	0.035 (-0.6–0.48)	0.09 (-0.6–0.62)	-0.005 (-0.62–0.7)		
Sol molar	0.014±0.321	-0.043±0.337	0.004±0.412	-0.095±0.395	-0.052±0.328	2.609	0.625
	0.01 (-0.82–0.87)	0.00 (-0.67–0.87)	0.01 (-0.78–1.67)	-0.1 (-0.85–0.87)	-0.05 (-0.85–0.87)		
Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, DA: Değişim aralığı							

Tüm görüntüler için bukkal ve lingual yüzlere ait ölçümlerin gerçek değerlerle en az 0.850'lik (%95 GA:0.811-0.881) bir uyum değerine sahip olduğu görülmüştür (Çizelge 4.13). Buna göre görüntülerden elde edilen ölçümler gerçek ölçümlerle uyumu yüksek düzeydedir.

Çizelge 4.13. Görüntülerden elde edilen ölçümler ile gerçek ölçümler arasındaki uyum

	SKK (%95 GA)	
Görüntüler	Bukkal Yüz	Lingual Yüz
A	0.857 (0.774-0.881)	0.879 (0.847-0.905)
B	0.868 (0.764-0.874)	0.850 (0.811-0.881)
C	0.852 (0.762-0.864)	0.888 (0.762-0.902)
D	0.885 (0.784-0.897)	0.863 (0.783-0.872)
E	0.877 (0.726-0.896)	0.896 (0.795-0.910)
SKK: Sınıfıçi korelasyon katsayısı, GA: Güven aralığı		

Farklı konumlu KIBT görüntülerinden elde edilen ölçümler ile gerçek ölçümler arasındaki uyum, sınıf içi korelasyon katsayısı (SKK) kullanılarak değerlendirildi. SKK'ya göre, 0.00-0.69 = kabul edilemez düzeyde uyum, 0.70-0.84 = orta düzeyde uyum, 0.85-0.94 = yüksek uyum ve 0.95-1.00 = mükemmel uyum. Yapılan değerlendirme sonuçları Çizelge 4.10'da gösterilmiştir. Gözlemci içi uyumu bukkal kemik kalınlığı için SKK > 0,874, Lingual kemik kalınlığı için SKK > 0,910, Gözlemciler arası uyum bukkal kemik kalınlığı için SKK > 0,852, Lingual kemik kalınlığı için SKK > 0,858 olup, ölçümler arası yüksek uyum gözlemlendi. Bu da ölçümlerin tekrarlanabilir olduğunu desteklemiştir (Çizelge 4.14). Ek olarak, ölçümler için bir körleme tekniğinin ve 2 bağımsız değerlendiricinin kullanılması, değerlendiricilere ilişkin olası önyargıları en aza indirdi.

Gözlemci içi uyumu SKK: 0,874-0,976, Gözlemciler arası uyum ise SKK: 0,852-0,951'dir, ölçümler arası yüksek uyum gözlemlendi.

5. TARTIŞMA

KIBT'nin, diş hekimliğinde kullanım alanı oldukça fazladır (Lascala ve diğerleri, 2004, Yim ve diğerleri, 2011). Üç boyutlu görüntüleme sağlayan diğer yöntemlere göre KIBT, kısa sürede görüntü oluşturmada, düşük radyasyon dozu ve düşük maliyeti gibi avantajlarıyla iyi bir görüntü kalitesi sağlamaktadır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme yöntemleri arasında boyutsal doğruluğu en yüksek tekniğin KIBT olduğu belirtilmiştir (Yim ve diğerleri, 2011). Anatomik yapıların birbirine olan mesafeleri ve kemik kalınlığı ölçümlerinde yüksek tahmin vermeleri, diş hekimliğinde uygulanan tedavilerin değerlendirilmesinde KIBT'nin kullanımını artırmıştır (Sheikhi ve diğerleri, 2012). KIBT ölçümlerini araştıran çalışmalardan bazılarında, mini implantın uygulama öncesi bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığının incelenmesinde, implant yerleştirilmesinden sonra bukkal kemik duvarının yeniden oluşumunun değerlendirilmesinde ve kemik defektlerinin saptanmasında KIBT'nin önemi bildirilmiştir (De Molon ve diğerleri, 2015, Baumgaertel 2011, Baumgaertel ve diğerleri, 2009, Arora ve diğerleri, 2013, Handelman 1996, Lim ve diğerleri, 2008, Berco ve diğerleri, 2009, Swasty ve diğerleri, 2011). Biz de çalışmamızda bukkal ve lingual kortikal kemiğin değerlendirilmesinde gerçek boyutlara göre KIBT ölçümlerinin doğruluğunu belirlemeyi amaçladık.

Bu çalışma, kafa pozisyonlanmasının KIBT ölçüm doğruluğu üzerindeki etkisini araştırmak için yapıldı. Elde edilen radyografik görüntüler üzerinde bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlıkları ölçümleri ile aynı alanların dijital kumpasla elde edilen fiziksel ölçümleriyle kalınlık ortalamaları hesap edildi. Bütün ölçümler yapıldıktan sonra diş bölgelerine göre konumlandırmanın etkisi farklı olacağından sağ ve sol anterior, sağ ve sol premolar ile sağ ve sol molar olmak üzere farklı diş bölgelerine göre ortalama değerler alınarak ayrıldı. Biri merkezi olmak üzere beş farklı kafa pozisyonuyla toplamda 130 KIBT görüntüsü üzerinde kalınlık ölçümleri yapılmış, diş türüne göre (anterior, premolar, molar) ortalamaları hesaplanmıştır. Ayrıca kafa pozisyonlandırmasının diş türü ile çenenin sağ veya sol konumuna etkisi araştırılmıştır.

Bir x-ışınının yoğunluğu, karşılaştığı maddeyle etkileşimi sonucu azalır. Bu zayıflama, x-ışını içindeki fotonların, karşılaştığı maddenin atomlarla etkileşimlerinden kaynaklanır. X-ışını fotonları emilir veya dağılır (White ve Pharoah, 2000). X-ışını mandibula ile

etkileşime girdiğinde de bu durumun meydana gelmesi beklenir. Bu nedenle, çene yoğunluğunun optik değeri elde edilirken insan yüzünün yumuşak dokusunu düşünmek çok önemlidir (Braga ve diğerleri, 2006). Literatürde yumuşak dokuları simüle eden su, balmumu, kendinden polimerize olan rezin, parafin ve polietilen gibi çeşitli malzemelerden bahsedilmiştir (Blake ve diğerleri, 1992, Borg ve diğerleri, 1998, Braga ve diğerleri, 2006, Cook ve diğerleri, 1995, Hildebolt ve diğerleri, 1993, Richards ve Webber 1963). Literatüre bakıldığında kuru kafa kullanılarak yapılan çalışmalarda tarama sırasında standart bir protokol belirlenmemiş olup; akrilik kutu (Lee ve diğerleri, 2016), plastik kutu (Ludlow ve diğerleri, 2007, Nascimento ve diğerleri, 2017), su ile dolu plastik kutu (Hassan ve diğerleri, 2009), su ile dolu cam kutu (Özen ve diğerleri, 2005) ve hiçbir ek materyal kullanılmadan yapılan (Kim ve diğerleri, 2016, Shokri ve diğerleri, 2016, Özemre ve Gülşahı 2019, Stamatakis ve diğerleri, 2019) çalışmalar da mevcuttur. Caldas ve arkadaşlarının oral radyoloji çalışmalarında yumuşak dokuların simülasyonunu en iyi sağlayan materyali belirlemek için 11 farklı kalınlığı olan dört farklı malzemeyi karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda kendinden polimerize olan akrilik rezin, mum, tahta ve suyun kullanılabilmesini bulmuşlardır (Caldas ve diğerleri, 2011). Özen ve arkadaşlarının (2005) baş ve boyun radyoterapisinde dental implantların etkisinin dozimetrik değerlendirilmesini incelediği çalışmalarında insan kuru mandibulasını su dolu cam kutu içerisine yerleştirerek çalışma planı oluşturmuşlardır. Çalışmamızda literatürdeki bu çalışmalarla uyumlu olarak suyla dolu cam kutu kullanarak tomografi taramalarını gerçekleştirdik.

Kuru insan kafatasları yeni kraniyofasiyal görüntüleme yöntemlerini doğrulamak için kullanılmaktadır (Lascala ve diğerleri, 2004, Hassan ve diğerleri, 2008, Berco ve diğerleri, 2009, Hilgers ve diğerleri, 2005, Calvalcanti ve diğerleri, 1999, Moshiri ve diğerleri, 2007). Literatürdeki çalışmalarda ölçümler için referans noktaları guta perka veya metal nesneler gibi radyopak malzemelerle belirlenmiştir (Kamburoğlu ve diğerleri, 2011, Periago ve diğerleri, 2008, Lascala ve diğerleri, 2004). Çalışmamızda literatürler ile uyumlu olarak 26 adet kuru insan mandibulası kullanılmıştır ve kortikal kemik kalınlığının hem radyografik hem de fiziksel olarak değerlendirilmesinde, dişsiz soketlerin bukkal ve lingual yüzlerindeki referans noktalarına guta perka yerleştirilmiştir. Standart protokolümüz ve referans noktalarının belirlenmesi, anatomik noktaların daha tutarlı bir şekilde tanımlanmasına izin verirken, tekrarlanan ölçümlerin değişkenliğinin azalmasına neden olmaktadır.

Literatür incelendiğinde KIBT doğruluğunun ve güvenilirliğinin değerlendirildiği çalışmaların çoğunun anatomik noktalar arası mesafede lineer ölçüm yaptığı dikkati çekmiştir (Ludlow ve diğerleri, 2007, Hassan ve diğerleri, 2009, Oz ve diğerleri, 2011, Tarazona-Álvarez ve diğerleri, 2014, Kim ve diğerleri, 2016, İçöz ve Akgünlü 2016, Shokri ve diğerleri, 2016, Özemre ve Gülşahı 2019). Yapılan diğer çalışmalar horizontal kemik kaybının ölçümü (Cetmili ve diğerleri, 2019), dişsiz soketin boyutlarının ve çevresel kemik seviyesinin ölçümleri (Alkan ve diğerleri, 2016), bukkal alveolar kemik yüksekliği ölçümleri (Wood ve diğerleri, 2013, Timock ve diğerleri, 2011) gibi farklı yapıların değerlendirildiği çalışmalardır. Kortikal kemik kalınlığının değerlendirildiği çok az çalışma mevcut olup (Nascimento ve diğerleri, 2017, Katranji ve diğerleri, 2007, Timock ve diğerleri, 2011), çalışmamızda literatürden farklı olarak anterior, premolar ve molar olmak üzere üç bölgedeki hem bukkal hem de lingual kortikal kemiğin ölçümleri yapılmış, KIBT ölçümlerinin gerçek boyutlardan olan farklılığı incelenmiş ve ölçümlere beş farklı kafa pozisyonunun etkisi değerlendirilmiştir.

Yapılan birkaç çalışmada, KIBT'nin kafatası ve çene kemiklerinin doğrusal ölçümlerinin doğruluğu değerlendirilmiştir (Lascale ve diğerleri, 2004, Berco M ve diğerleri, 2009, Hilgers ML 2005). Literatürde KIBT görüntülerinden elde edilen ölçümler fiziksel ölçümler ile karşılaştırıldığında farklılıklar olduğunu bulmuşlardır. Oluşan bu farklılığın, submilimetre (Berco M ve diğerleri, 2009, Hilgers ML 2005) ile 4-5 mm (Lascale ve diğerleri, 2004) arasında değiştiğini göstermişlerdir. Lascale ve diğerleri, (2004), kafatasında belirledikleri anatomik noktalarda yaptıkları ölçümler arasındaki farkı istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlardır. Kuru kafatasında yapılan ölçümleri her zaman KIBT taramalarında yapılan ölçümlerden daha yüksek ölçmüşlerdir. Bununla birlikte bu farkın sadece kafa tabanında bulunan yapılar için fark edilir olduğu sonucuna varmışlardır. Bu bulguların çalışmamızda molar bölgede yapılan KIBT ölçümlerinin gerçek boyutlardan daha küçük bulunmasıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda kemik üzerinden yapılan fiziksel ölçümler ile KIBT ölçümleri arasında submilimetrik düzeyde farklılıklar bulunmuştur. Bu bulgular özellikle alveolar kemiğin değerlendirildiği çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Alveolar kemiğin değerlendirildiği, doğrudan fiziksel ölçümlere kıyasla KIBT görüntülerinden elde edilen ölçümlerin doğruluğu formalinle fiks edilmiş kafatası numuneleri (Loubele ve diğerleri, 2008) ve kuru kafatası numuneleri (Leung CC, 2010) kullanılarak araştırılmış ve

submilimetre düzeyinde farklılıklar bulmuşlardır. Timock ve arkadaşları (2011), 12 adet insan kafatasında 65 dişte bukkal kemik kalınlığı ve bukkal kemik yüksekliğini değerlendirmişler ve KIBT'nin yüksek hassasiyet ve doğruluk ile kullanılabileceğini rapor etmişlerdir. İki KIBT ölçümü karşılaştırıldığında, bukkal kemik yüksekliğinin, bukkal kemik kalınlığı ölçümlerinden daha fazla güvenilirliğe sahip olduğu ve doğrudan ölçümlere daha fazla uyum sağladığı sonucuna varmışlardır.

Periago ve arkadaşları (2008), Dolphin 3D yazılımı tarafından ölçülen birçok mesafenin yatay ölçümlerinde, kafatasının gerçek anatomik boyutları ile önemli farklılıklar bulunduğunu belirtmişlerdir. Ortalama farklılıkların yüzde doksanı iki mm'den küçük ve % 95 güven aralığı iki anatomik nokta [(Ba-ANS (3,32 mm) ve Pog-G (solda) (2,42 mm)] hariç hepsinde iki mm'den az olduğunu rapor etmişlerdir. Bu sonuçlara dayanılarak KIBT veri setlerinden üretilen Dolphin 3D yazılımı kullanılarak elde edilen üç boyutlu volumetrik yüzey işleme üzerindeki sefalometrik işaretler arasındaki birçok lineer ölçümün, anatomik boyutlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olsa da, en çok kraniofasiyal analizler için klinik olarak doğru olduğu düşünülebilir kanısına varmışlardır. Çalışmamızda, üç boyutlu taramalarda ölçülen ortalama yatay ölçümler ile fiziksel ölçümler arasındaki fark yaklaşık $0,2 \geq \text{mm}$ idi; bu sonuç mevcut çalışmadaki farktan oldukça azdır. Oluşan bu farklılığın ölçülen yapılar arasındaki farklılıktan kaynaklandığı savunulabilir.

Mischkowski ve diğerleri, (2007), maksilla ve mandibulada oluşturulan yapay işaretler arasındaki mesafelerin direk ve KIBT ölçümlerini karşılaştırdıklarında, $0,26 \text{ mm} (\pm 0,18)$ ortalama mutlak bir fark bulduklarını rapor etmişlerdir. Stratemann ve diğerleri, (2008), iki KIBT ünitesinin doğruluğunu test etmiş ve çeşitli kraniofasiyal mesafeler için ortalama $0,07 \pm 0,41 \text{ mm}$ ve $0,00 \pm 0,22 \text{ mm}$ mutlak hatalar bulmuşlardır. Ortalama hatayı kullanan Loubele ve diğerleri, (2007), KIBT görüntülerindeki ölçümlerin mandibulanın bukkolingual kalınlığını ortalama $0,23 \pm 0,49 \text{ mm}$ kadar düşük ölçtüğünü bulmuşlardır. Sherrard ve diğerleri, (2010), domuz kafalarını kullanarak yaptıkları çalışmada fiziksel ölçümlerle karşılaştırıldığında, KIBT ölçümlerinde, genel diş ve kök uzunluklarının ölçümleri için sırasıyla $0,15$ ve $0,30 \text{ mm}$ 'den daha düşük ortalama farklar bulmuşlardır. Bununla birlikte, standart sapmaların genel diş uzunlukları için $0,93$ ile $1,17 \text{ mm}$ ve kök uzunlukları için $1,71$ ile $1,83 \text{ mm}$ arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Grimard ve diğerleri, (2009), periodontal defektleri değerlendirdikleri çalışmalarında, tam kalınlık flep

kaldırıldıktan sonra elde edilen KIBT görüntülerinde yaptıkları ölçümlerin direk ölçümlerden 0,1 mm veya daha az farklılık gösterdiğini rapor etmişlerdir. Timock ve diğerleri, (2011)'nın yaptığı çalışmada KIBT ile doğrudan ölçümler arasındaki ortalama mutlak hataların bukkal kemik yüksekliği ve bukkal kemik kalınlığı için sırasıyla 0,30 ve 0,13 mm olarak hesaplandığını, standart sapmaların ise 0,40 mm olduğunu rapor etmişlerdir. Literatürdeki bu çalışmalarla karşılaştırıldığında çalışmamızda bukkal kortikal kemik kalınlığı için 0,005-0,203 mm ve lingual kortikal kemik için 0,004-0,183 mm'lik ortalama değerlerin, bu çalışmalardan elde edilen sonuçlarla benzer olduğu hatta daha az farklılık gösterdiği tespit edilmiştir.

Tarazona-Álvarez ve diğerleri, (2014), 20 adet insan mandibulasında anatomik noktalardan dijital kumpas ile yaptığı fiziksel ve KIBT ölçümlerini karşılaştırmışlardır. Dijital kumpas ile elde edilen ölçümlerin daha büyük olduğunu ve KIBT tekniğinin 100 mm'den daha büyük mesafeleri daha düşük olarak hesapladığını bulmuşlardır. KIBT'nin, dijital kumpas ile elde edilenlere eşdeğer lineer mandibular anatomik ölçümler elde etmemizi sağladığı ve her iki yöntem arasında var olan farklılıkların klinik olarak kabul edilebilir olduğu kanısına varmışlardır. Çalışmamızda ölçülen kortikal kemiğin mevcut çalışmadaki yapılara göre oldukça küçük olduğu gözlenmiştir; bununla birlikte KIBT'nin ölçümler için güvenle kullanılabileceği sonucumuzla uyum göstermektedir.

Daha önce yapılan bir araştırma, kortikal kemikte fenestrasyonun KIBT'de doğrudan kafatası muayenesinden üç kez daha sık tespit edildiğini göstermiştir (Leung ve diğerleri, 2010). Çalışmamızda KIBT'nin kortikal kemik kalınlığının değerlendirilmesinde KIBT'nin güvenle kullanılacağı sonucuna varılmış olup, bu çalışma ile uyumlu olmadığı gözlenmiştir.

Ölçümlerin çeşitli parametrelerden etkilenip etkilenmediğini araştıran çalışmalar da mevcuttur. Bu çalışmalar; hasta başının farklı pozisyonlandırılması (Stamatakis ve diğerleri, 2019, Nascimento ve diğerleri, 2017, Kim ve diğerleri, 2016, Shokri ve diğerleri, 2016, Lee ve diğerleri, 2016, El-Beialy ve diğerleri, 2011, Hassan ve diğerleri, 2009, Ludlow ve diğerleri, 2007), düşük radyasyon dozu (Al Abbady ve diğerleri, 2019), temel görüntü sayısının azaltılması (Nascimento ve diğerleri, 2017), farklı vokselle boyutları (Cetmili ve diğerleri, 2019, Damstra ve diğerleri, 2009), farklı KIBT cihazları (Kamburoğlu ve diğerleri, 2011, Özemre ve Gülşahi, 2018, Periago ve diğerleri, 2008),

farklı ışınlama parametreleri ve FOV alanlarının (Lofthag-Hansen ve diğerleri, 2010) KIBT ölçümlerine etkisini değerlendirmiştir. Biz de çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı ölçümlerine farklı pozisyonlandırmanın etkisini değerlendirdik.

Radyografik görüntüleme esnasında kafa pozisyonunun değişmesi, görüntü üzerinde yapılan ölçümlerde farklılıklara neden olmaktadır (Sheikhi ve diğerleri, 2012). Görüntüleme tekniklerinde hasta pozisyonlandırması esnasında oluşan hatalar nedeniyle boyutsal ölçümlerde değişiklik meydana gelebilir. Bu durum, klinik pratikte görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerde hatalara yol açar (Vazquez ve diğerleri, 2011).

Stramotas ve diğerleri, (2002)'nın yaptığı çalışmada uzman radyologlar kafa pozisyon modellemesindeki açılardırmanın eğitimsiz gözler için bile klinik olarak anlaşılabilir olmasından dolayı tüm düzlemler için 10 derece ile sınırlı olmasını tavsiye etmişlerdir. Bu yüzden çalışmamızda bütün yönler için açılardırma 10 derece olarak belirlenmiştir.

Shokri ve diğerleri, (2016), çoğu anatomik nokta için, altı farklı pozisyonda ölçülen ortalama yatay mesafeler ve üç boyutlu taramalarda merkezi konumda ölçülen mesafeler arasında anlamlı bir fark bulunmadığını, bu farkın yaklaşık bir mm olduğunu belirtmişlerdir. Merkezi, 10°-20° yatırma, 10°-20° rotasyon gibi farklı pozisyonlarla alınan KIBT taramalarında yapılan tüm çapraz ölçümlerin, kafatası üzerinde ölçülen gerçek değerlere göre daha düşük elde edildiğini bulmuşlardır. Nikneshan ve diğerleri, (2014) tarafından KIBT'de -12° ve +12° açılardırmanın lineer ölçümlere etkisinin araştırıldığı çalışmada istatistiksel olarak bu değişikliğin ölçümlerin doğruluğunu azaltmakla birlikte hata payının 0,5 mm'den az olduğu ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğu sonucuna varılmıştır. Hassan ve diğerleri, (2009) maksilla ve mandibulayı içeren sekiz tane kuru kafatasında, ideal ve rotasyon (15-18 derecelik) olarak tanımladıkları iki farklı kafa pozisyonlandırmasıyla elde ettikleri KIBT görüntülerinde yaptıkları lineer ölçümlerin doğruluğunu değerlendirmiştir. Görüntülerde yapılan ölçümler ile fiziksel ölçümler arasında istatistik olarak anlamlı fark olmadığı ve aralarındaki en büyük farkın 0,5 mm'den daha az olduğunu bulmuşlardır (Hassan ve diğerleri, 2009). Ludlow ve diğerleri, (2007), 28 tane kuru kafatasında ideal, kaydırılmış ve döndürülmüş üç farklı pozisyonda elde edilmiş KIBT görüntülerinde mandibuladaki anatomik yapılar arası mesafeler ile ortodontik tellerin ölçülen boyutlarını karşılaştırmışlardır. Hata paylarının sırasıyla üç boyutlu aksiyal kesit ölçümlerinde % 0,6'dan, iki boyutlu panoramik kesit ölçümlerinde ise

% 1,2' den az olduğu ve KIBT' de yapılan ölçümlerin kafa pozisyonundan klinik olarak önemli sınırlarda etkilenmediği kanısına ulaşmışlardır. Ölçülen özellikler ve ölçüm teknikleri önceki çalışmalardan farklı olsa da, 0.2 mm'den 2.1 mm'ye kadar olan ortalama ölçüm hataları hem konvansiyonel radyografiler hem de KIBT için bildirilen hatalarla paraleldir (Lascala ve diğerleri, 2004, Marmulla ve diğerleri, 2005, Farman 2006, Cavalcanti ve diğerleri, 1998). Benzer olarak Berco ve diğerleri, 2009, Stratemann ve diğerleri, 2008, Lund ve diğerleri, 2009, Beialy ve diğerleri, 2011, Moshiri ve diğerleri, 2007, KIBT taraması sırasındaki kafatasının oryantasyon ölçümlerinin doğruluğunun ve güvenilirliğinin önemli bir etkisi olmadığını bulmuşlardır. Tüm bu çalışmalardaki bulgular ile bizim bulgularımız uyum göstermektedir. Çalışmamızda fiziksel ölçümlerle merkezi konumdaki (sağ-sol ve ön-arka yönde 0° açılamanın olduğu konum) KIBT ölçümleri arasında 0,2 mm'den az farklılık olduğu, ancak farklı kafa pozisyonlandırmaların merkezi konumdaki KIBT ölçümleriyle karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür. Fiziksel ölçümler ile radyografik ölçümler arasındaki fark, bir mm veya daha az altındaysa radyografik ölçümler kabul edilebilir kanısı vardır (Nikneshan ve diğerleri, 2014). Bu nedenle çalışmamızda elde ettiğimiz sonuç KIBT ölçümlerinin güvenle kullanılabileceği yönündedir.

Nascimento ve arkadaşları (2017) tarafından, KIBT temel görüntü sayısının ve baş oryantasyonunun kortikal alveoler kemiğin değerlendirilmesi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. 11 adet kuru kafada anterior dişlerde alveolar kemik marjinde, bukkal ve lingual kortikal kemiğin kalınlığını ölçmüşler ve KIBT cihazının 360 ve 180 derecelik dönmesiyle ile hasta başının 90 ve 180 derece dönmesiyle dört farklı pozisyonda görüntü elde etmişlerdir. Tam rotasyon taramasının gelişmiş görselleştirme gösterdiği lingual kortikal kemik dışında, temel görüntü sayısının veya baş oryantasyonunun, alveoler kemiğin görselleştirilmesinde tutarlı bir etkisi olmadığını rapor etmişlerdir. Bukkal ve lingual kortikal kemiğin değerlendirildiği bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak hem cihaz rotasyonu azaltılmıştır hem de hasta başının geniş bir açıyla kafa pozisyonu değişmektedir. Özellikle hasta başı pozisyonu 90 ve 180 derece gibi geniş açıyla tamamen yana ve geriye dönmektedir. Bu çalışma, tasarımı açısından bizim çalışmamızdan oldukça farklı bir düzeneğe sahiptir. Bizim çalışmamızda klinikte muhtemel olarak karşılaşılabilecek miktarda açılardır yapılmış olup, kafa pozisyonunun sonuçları etkilemediği görülmüştür.

Çenelerde kortikal kemiğin kalınlığı oldukça değişkendir. Anterior maksilla ve mandibula, genel olarak iki mm'yi geçmeyen ince kortikal kemik içerirler ve bu da KIBT kullanırken görselleştirmeyi engelleyebilir. En uygun dental implant tedavisi yaklaşımını sağlamak için esas olarak estetik bölgede kortikal kemiğin detaylı analizi tavsiye edilir (Wang ve diğerleri, 2014). Kullanılan KIBT cihazına özgü birçok farklılık olmasına rağmen, literatürdeki bazı çalışmalar KIBT'deki ölçümlerin küçük yapılar için kafatasından yapılan fiziksel ölçümler kadar doğru olmadığını göstermiştir (Baumgaertel 2011, Baysal ve diğerleri, 2013, Leung ve diğerleri, 2010, Tsutsumi ve diğerleri, 2011, Liang ve diğerleri, 2010). Baumgaertel'in 2011'de yaptığı çalışmada son derece ince kortikal kemik bölgelerinde yapılan ölçümlerde bazı farklılıklar olabileceğini bildirmiştir. Nascimento ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, sonuçlar bazı ince kortekslerde kemik bulunmadığını ve bazı kalın kortekslerde ise ince kemik bulunduğunu ve kemik miktarının daha düşük tahmin edildiğini göstermiştir. Kemik kalınlığının daha düşük tahmin edilmesi, her bir vokseldeki gri değerlerin o vokselde mevcut dokuların ortalama atenüasyonunu temsil ettiğini gösteren, kısmi hacim etkisinden kaynaklanabilir. Bu nedenle, yalnızca kortikal kemik içeren vokseller parlak görünürken, kortikal kemik, yumuşak doku veya başka bir doku karışımı içeren vokseller daha koyu görünür ve bir gözlemci tarafından kortikal kemik olarak algılanmayabilir. Bu, kortikal kemiğin dış ve iç kenarlarının bulanıklaşmasına neden olur ve kortikal kemiğin görünümünü belirgin şekilde etkiler. Bizim çalışmamızda da molar bölgede KIBT üzerinde yapılan ölçümler gerçek boyutlardan daha küçük bulunmuştur.

KIBT taramalarında ölçülen değerlerin daha düşük olmasının nedenlerinden biri ölçüm hatasıdır (Baumgaertel ve diğerleri, 2009). Kumpas kemiği, mesialden distale, bukkaldan linguale kadar ölçer; oysa yazılım, üç boyutlu görüntülerde en mezialdeki vokselde en distaldeki voksele, en bukkaldeki vokselde en lingualdeki voksele olan mesafeyi ölçer. Her voksel bir hacme sahip olduğundan ve yazılım en mezialdeki vokselin orta noktasından en distaldeki vokselin orta noktasına (veya en bukkal vokselin orta noktasından en lingualdeki vokselin orta noktasına) olan mesafeyi ölçtüğünden dolayı, voksel hacminin bir kısmını kaybedilebilir (Kamburoğlu ve Kurşun 2010, Lascala ve diğerleri, 2004, Baumgaertel 2009). Lund ve arkadaşlarının (2009) yaptığı çalışmanın sonucuna göre voksel büyüklüğü KIBT taramalarında ölçülen değerlerin düşük olmasında etkili rol oynamaktadır. Bu durum bizim çalışmamızdaki molar dişlerin kortikal kalınlıklarının gerçek ölçümlere göre daha düşük ölçülmesiyle uyumluydu, bununla

birlikte anterior ve premolar bölgede daha yüksek ölçülmesinin nedeni bilgisayar yazılım programındaki ölçüm sisteminin minimum ölçtüğü kalınlığın 0,4 mm olmasındandır. Bu nedenle, programdaki ölçüm sistemi 0,4 mm altındaki daha ince yapıları daha yüksek hesaplamaktadır.

İçöz ve Akgünlü 2016' da yaptıkları çalışmalarında farklı kafa pozisyonları ile (0^0 , -5^0 , $+5^0$, -10^0 , $+10^0$), panoramik radyografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografide, dış bölgelerinde meydana gelen magnifikasyon değişikliklerini hesaplamak için mandibulalara pinler yerleştirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, -10^0 ile $+10^0$ arasındaki kafatası hareketlerinin ön bölgeleri önemli ölçüde etkilediğini, ancak çenelerin diğer bölgeleri için ölçümlerin klinik olarak kabul edilebilir bir aralıkta olduğunu göstermiştir. Çalışmamızla uyumlu olmayan bu sonuçlarda bizim çalışmamızdan farklı olarak vertikal boyut ölçümlerinin yapılmasına, magnifikasyon değişikliklerinin hesaplanırken bu çalışmada ölçülen boyutun (15.9 mm) bizim ölçtüğümüz boyutlardan çok büyük olmasına ve ölçülen anatomik lokasyonlar arasındaki farka bağlanmıştır.

Shokri ve arkadaşlarının 2017'de yaptıkları çalışma ise farklı baş pozisyonlarının ölçümleri etkilediğini göstermiştir. Bu çalışmada maksillofasiyal bölgenin transvers ölçümlerinin doğruluğunu, KIBT ve konvansiyonel posteroanterior (PA) sefalogramları karşılaştırarak ve yedi farklı kafa pozisyonunun etkisini değerlendirerek incelemişlerdir. KIBT posteroanterior sefalogramının konvansiyonel posteroanterior sefalogramdan daha hassas olduğunu, orta hattan daha uzakta olan bölgeler, sefalogramlarda orta hatta yakın olanlara kıyasla daha büyük değişiklikler göstermiştir. KIBT PA sefalogramlarda ölçülen mesafelerin ortalama değerleri, konvansiyonel PA sefalogramlarda ölçülenlerden daha büyüktü. Bazı kafa pozisyonlarının merkezi konumla karşılaştırıldığında çoğu yerde değişikliğe neden olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızla uyumlu olmayan bu sonucun çalışmamızdan farklı olarak Shokri ve arkadaşlarının çalışmasında KIBT posteroanterior sefalogramı kullanılmasına, bizim çalışmamızda ise üç boyutlu görüntülerden aksiyal kesitler olarak ölçümler yapmamıza bağlanabilir.

Çalışma bulgularındaki farklılıklar gözlemci performansı, kalibrasyon veya test edilen farklı sistemlerin donanım/yazılım yetenekleriyle ilgili olabilir (Kamburoğlu ve diğerleri, 2011). Ek olarak, tarama sırasındaki hasta hareketi klinik çalışmalarda bildirilen varyansı olumsuz yönde etkileyebilir. Referans noktalarını belirlemek için kullanılan radyoopak

işaretleyicilerin olmaması da sonuçları olumsuz yönde etkiler (Timock ve diğerleri, 2011). Çalışmamızda radyopak işaretleyici olarak guta perka kullandık.

KIBT görüntülerinde lineer ölçümlerin doğruluğu farklı KIBT cihazları kullanılarak yapılmıştır (Kamburoğlu ve diğerleri, 2011, Periago ve diğerleri, 2008, Lascala ve diğerleri, 2004). Bu çalışmalarda, lineer ve yatay ölçümlerin oldukça hassas olduğu sonucuna varılmış, karşılaştırılan cihazlar arasında farklılık olmadığını belirtmişlerdir (Kamburoğlu ve diğerleri, 2011, Berco ve diğerleri, 2009, Stratemann ve diğerleri, 2008, Lund ve diğerleri, 2009). Boyutsal değerlendirme ile ilgili yapılacak radyografik çalışmalarda aynı tip görüntüleme cihazının kullanılması daha sağlıklı sonuçlar vermektedir (Amir ve diğerleri, 1998). Çalışmamızda gözlemciler aynı KIBT cihazıyla elde edilmiş radyografik görüntüler üzerinde sisteme ait olan ölçüm programıyla ölçümleri gerçekleştirmişlerdir.

Gelişmiş görüntüleme ve karmaşık ölçüm görevleri için yaygın olarak bildirildiği gibi, operatör deneyimi ölçüm doğruluğu ve tekrarlanabilirlik üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir (Ludlow ve diğerleri, 2011). KIBT ölçümlerini araştıran önceki çalışmalardan bazıları, diş ölçümleri (Baumgaertel ve diğerleri, 2009), alveolar kemik yüksekliği (Leung ve diğerleri, 2010) ve alveolar kemik kalınlığı (Sun ve diğerleri, 2011), kök uzunluğu (Sherrard ve diğerleri, 2010), anatomik noktalar arası mesafeler (Özemre ve Gülşahı 2018) ve mandibular kanal ile mandibulanın kesit boyutları (Kamburoğlu ve diğerleri, 2009) gibi incelemeler dahil olmak üzere gözlemci-içi güvenilirliği hakkında birçok rapor yayınlamıştır. Bu çalışmalar, sınıf içi korelasyonu mükemmel düzeyde bulmuştur. Sun ve arkadaşları (2011) tarafından yapılan çalışmada, farklı KIBT çözünürlüklerinde, bukkal kemik yüksekliği ve bukkal kemik kalınlığı için, sırasıyla 0.73 ile 0.90 ve 0.83 ile 0.92 arasında sınıf içi korelasyon göstermiştir. Çalışmamızda gözlemci-içi ve gözlemciler arasında izlenen yüksek uyum, ölçümlerimizin tekrarlanabilir ve güvenilir olduğunu desteklemiştir.

Elde ettiğimiz sonuçlarla da oldukça uyumlu olarak, eğer hastanın kafası tarama sırasında stabil ise, başın KIBT'nin fokal çukurundaki uzaysal konumu sonucu etkilemeyecektir. Hasta başı hareketi beklendiğinde (örneğin küçük bir çocuğun taranması sırasında) alın desteğinin tarama sırasında kullanılmasını önermişlerdir (Beialy ve diğerleri, 2011). Biz de çalışmamızda hareket artefaktı izlediğimiz görüntüler tekrarlandı.

6. SONUÇ

Çalışmamızın temel amacı insan kuru mandibulaları üzerinde yapılan bukkal ve lingual kortikal kemik kalınlığını konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerle karşılaştırmak, farklı kafa pozisyonlandırmasının KIBT ölçümlerine olan etkisini değerlendirmektir. İkincil amacı ise KIBT ölçümlerinin fiziksel ölçümlere göre oluşan farklılığın diş türü (anterior-premolar-molar) ve çene yönü (sağ-sol çene) etkisini incelemektir.

Literatürdeki çalışmalar daha çok anatomik noktalar arasındaki mesafelerin ölçümüne dayalı olup, ölçülen mesafelerin milimetrik boyut olarak büyük olduğu dikkati çekmiştir. Kortikal kemik gibi yapılar ise çok küçük boyutlu olduğundan değerlendirilmesi zordur ve bu nedenle literatürde yapılan çalışma sayısı oldukça azdır. Çalışmamızda diğer çalışmalardan farklı olarak daha çok insan kuru mandibulası üzerinde, hem bukkal hem de lingual kortikal kemik değerlendirmesi yapılmıştır. Yapılan ölçümlere kafa pozisyonunun değiştirilmesinin etkisi de literatürler ile karşılaştırıldığında literatürden farklı olarak beş farklı pozisyon ile değerlendirilmiştir. Ayrıca çene üzerinde anterior, premolar ve molar olmak üzere üç diş bölgesinde oluşan etkiler de incelenmiştir.

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme yöntemleri arasında boyutsal doğruluğu en yüksek tekniğin KIBT olduğu belirtilmiştir. Anatomik yapıların birbirine olan mesafeleri ve kemik kalınlığı ölçümlerinde yüksek tahmin vermeleri, diş hekimliğinde uygulanan tedavilerin değerlendirilmesinde KIBT'nin kullanımını artırmıştır. KIBT'de kortikal kemiğin incelenmesi sıklıkla implant planlamasında, periodontal sağlığın ve ortodontik tedavinin sekelini değerlendirmek için kullanılmaktadır. Bu planlamalarda tanı ve tedavinin başarısı için üç boyutlu olarak yapılan ölçümlerin doğru olması çok önemlidir. Görüntüleme tekniklerinde hasta pozisyonlandırması esnasında oluşan hatalar nedeniyle boyutsal ölçümlerde değişiklik meydana gelebilir. Bu durum, klinik pratikte görüntüler üzerinden yapılan ölçümlerde hatalara yol açabilir ve klinisyeni yanlış tedavileri uygulamaya yönlendirebilir.

Çalışmamızda literatüre benzer şekilde, KIBT ve fiziksel ölçüm arasındaki ortalama farkın istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermesine rağmen KIBT ölçümlerinin fiziksel ölçümlere yakınlık gösterdiği dikkat çekmektedir. Ortalama farkın 0,2 mm'nin altında

olduğu bulunmuştur. Literatürdeki radyografik ölçümler ile fiziksel ölçümler arasındaki fark bir mm veya daha az altındaysa radyografik ölçümlerin kabul edilebilir olduğu kanısı düşünüldüğünde, farkların diğer çalışmalara göre oldukça düşük olduğu görülmektedir.

Çalışmamızda fiziksel ölçüm ile KIBT ölçümü arasında yüksek düzeyde uyum gözlenmiştir. Referans noktalarının kendi çalışmamızda da yaptığımız gibi radyopak işaretleyiciler ile belirlenmesi ölçümlerin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırmaktadır.

Gelişmiş görüntüleme ve karmaşık ölçümler için yaygın olarak bildirildiği gibi, operatör deneyimi de ölçüm doğruluğu ve tekrarlanabilirlik üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir. Çalışmamızda aynı gözlemci tarafından en az bir günlük aralıklarla tekrarlanan KIBT ölçümleri arasında yüksek uyum gözlenmiştir. Farklı gözlemciler tarafından yapılan KIBT ölçümlerinin karşılaştırılması ise, iyi bir tekrarlanabilirliğe sahip olarak tespit edilmiştir.

KIBT’de bukkal ve lingual kemik kalınlık ölçümlerinde diş türüne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Literatüre benzer şekilde çalışmamızda anterior ve premolar dişler için fiziksel ölçümlerde büyük değerler bulunmuşken, molar dişler için ise küçük değerler bulunmuştur. Oluşan bu farklılıklar anterior ve premolar bölgede kortikal kalınlıkların çok ince olmasından ve bilgisayar yazılım programlarının bunları daha büyük ölçmesinden kaynaklanmaktadır. Bunun için farklı yazılım programları eklenebilir ya da daha küçük FOV boyutlarında taramalar yapılarak ölçümler yapılabilir.

Literatürdeki çalışmalar ile uyumlu olarak çenenin sağ ve sol yönüne bakıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır.

Literatürdeki çalışmalara benzer şekilde çalışmamızda merkezi pozisyonla elde edilen görüntülerdeki ölçümler ile diğer açılı pozisyonlarla elde edilen görüntüler karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüş ve KIBT’de hasta hareketi olmadıkça ufak açılarda değişimlerin ölçümleri etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Diş hekimliğinde yeni bir teknoloji olan KIBT kortikal kemik kalınlığının değerlendirmesinde kullanılırken operatör deneyimine, referans noktalarının iyi belirlenmesine, tarama sırasında hasta hareketinin olmamasına ve bilgisayar yazılım

programındaki ölçüm sisteminin ölçüm hassasiyetine dikkat edilmelidir. KIBT, tarama sırasında çene ve frontal destek ile dengeli bir kafa pozisyonu sağlanarak tarama yapılırsa iyi bir görüntüleme sağlanabilir ve kortikal kemiğin değerlendirilmesinde güvenle kullanılabilir.

KAYNAKLAR

- Abramovitch, K. and Rice, D. D. (2014). Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental Clinics*, 58(3), 463-484.
- Al Abbady NA, Hamdy RM and El Dessouky SH. (2019). Accuracy of linear measurements using low dose cone beam computed tomography protocol versus direct skull linear measurements: An *in vitro* study [version 1; peer review: 1 not approved]. *F1000Research*, 8,25-26.
- Alkan, B. A., Aral, C. A., Aral, K., Acer, N., and Şişman, Y. (2016). Quantification of circumferential bone level and extraction socket dimensions using different imaging and estimation methods: a comparative study. *Oral Radiology*, 32(3), 145-153.
- Angelopoulos, C., & Aghaloo, T. (2011). Imaging technology in implant diagnosis. *Dental Clinics*, 55(1), 141-158.
- Arora, S., Lamba, A. K., Faraz, F., Tandon, S., and Ahad, A. (2013). Rehabilitation of traumatized deficient maxillary alveolar ridge symphyseal block graft placement. *Case Rep Dent*, 2013, 748405.
- Baumgaertel, S. (2011). Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(6), 806-811.
- Baumgaertel, S. and Hans, M. G. (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 230-235.
- Baumgaertel, S., Palomo, J. M., Palomo, L. and Hans, M. G. (2009). Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 19-25.
- Baysal, A., Uysal, T., Veli, I., Ozer, T., Karadede, I. and Hekimoglu, S. (2013). Evaluation of alveolar bone loss following rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography. *The Korean Journal of Orthodontics*, 43(2), 83-95.
- Beaini, T. L., Dias, P. E. M., & Melani, R. F. H. (2014). Dry skull positioning device for extra-oral radiology and cone-beam CT. *International Journal of Legal Medicine*, 128(1), 235-241.
- Berco, M., Rigali Jr, P. H., Miner, R. M., DeLuca, S., Anderson, N. K. and Will, L. A. (2009). Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 17-e1.
- Blake, G. M., McKeeney, D. B., Chhaya, S. C., Ryan, P. J., & Fogelman, I. (1992). Dual energy x-ray absorptiometry: The effects of beam hardening on bone density measurements. *Medical Physics*, 19(2), 459-465.

- Borg, E., Källqvist, A., Gröndahl, K., & Gröndahl, H. G. (1998). Film and digital radiography for detection of simulated root resorption cavities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 86(1), 110-114.
- Braga, C. P., Gegler, A., & Fontanella, V. (2006). Avaliação da influência da espessura e da posição relativa de materiais simuladores de tecidos moles na densidade óptica de radiografias periapicais da região posterior da mandíbula. *Brazilian Dental Science*, 9(4).
- Brown, A. A., Scarfe, W. C., Scheetz, J. P., Silveira, A. M. and Farman, A. G. (2009). Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *The Angle Orthodontist*, 79(1), 150-157.
- Caldas, M. D. P., Ramos-Perez, F. M. D. M., Almeida, S. M. D. and Haiter-Neto, F. (2010). Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 264-267.
- Catić, A., Celebić, A., Valentić-Peruzović, M., Catović, A., Jerolimov, V., & Muretić, I. (1998). Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 86(2), 242-248.
- Cavalcanti, M. G. and Vannier, M. W. (1998). Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. *Dentomaxillofacial Radiology*, 27(6), 344-350.
- Cavalcanti, M. G., Haller, J. W. and Vannier, M. W. (1999). Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 57(6), 690-694.
- Cetmili, H., Tassoker, M. and Sener, S. (2019). Comparison of cone-beam computed tomography with bitewing radiography for detection of periodontal bone loss and assessment of effects of different voxel resolutions: an in vitro study. *Oral Radiology*, 35(2), 177-183.
- Cook, D. R., Mealey, B. L., Verrett, R. G., Mills, M. P., Noujeim, M. E., Lasho, D. J. and Cronin Jr, R. J. (2011). Relationship between clinical periodontal biotype and labial plate thickness: an in vivo study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 31(4).
- Cook, J. E., Cunningham, J. L. (1995). The assessment of fracture healing using dual x-ray absorptiometry: a feasibility study using phantoms. *Physics in Medicine & Biology*, 40(1), 119.
- Çelik, İ., Toraman, M., Mihçioğlu, T., ve Ceritoğlu, D. (2007). Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 13(1), 21-28.
- Damstra abbadyJ, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. (2010). Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137(1), 16.e1–16.e6.

- De Molon, R. S., De Avila, E. D., de Barros-Filho, L. A. B., Ricci, W. A., Tetradis, S., Cirelli, J. A. and Borelli de Barros, L. A. (2015). Reconstruction of the alveolar buccal bone plate in compromised fresh socket after immediate implant placement followed by immediate provisionalization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(3), 122-135.
- El-Beialy, A. R., Fayed, M. S., El-Bialy, A. M. and Mostafa, Y. A. (2011). Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(2), 157-165.
- Farman, A. G. (2006). Panoramic radiographic images and the prediction of asymmetry. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 35(2), 129.
- Farman, A. G. and Scarfe, W. C. (2009, March). The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. *In Seminars in Orthodontics*, 15(1), 2-13.
- Fleiss, J. L., Levin, B., & Paik, M. C. (2013). *Statistical methods for rates and proportions*. New York: John Wiley & Sons, 12.
- Frederiksen NL. (1995). Diagnostic imaging in dental implantology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 80, 540-54.
- Gezer, N. S., Balcı, A. ve Özses, L. (2014). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ve Kullanım Alanları. *Türkiye Klinikleri Journal of Radiology Special Topics*, 7(2), 27-32.
- Grimard, B. A., Hoidal, M. J., Mills, M. P., Mellonig, J. T., Nummikowski, P. V., & Mealey, B. L. (2009). Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *Journal of periodontology*, 80(1), 48-55.
- Halperin-Sternfeld M, Machtei E, Balkow Ch, Horwitz J. (2016). Patient movement during extraoral radiographic scanning. *Oral Radiol*, 32, 40-47.
- Handelman, C. S. (1996). The anterior alveolus: Its importance in limiting orthodontic treatment and its influence on the occurrence of iatrogenic sequelae. *The Angle Orthodontist*, 66(2), 95-110.
- Harorlı A (2014). Görüntüleme Yöntemleri. Harorlı A, eds. *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi*. 1. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Tic. Ltd. Şti; p.215-25
- Harrell, W. E., Jacobson, R. L., Hatcher, D. C., Mah, J. and Jacobson, A. (2006). Cephalometric imaging in 3-D. *Radiographic cephalometry from basics to 3-D imaging*, 2nd ed. Hanover Park, Ill: Quintessence, 233-48.
- Hassan, B., Souza, P. C., Jacobs, R., de Azambuja Berti, S. and van der Stelt, P. (2010). Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clinical Oral Investigations*, 14(3), 303-310.

- Hassan, B., van der Stelt, P. and Sanderink, G. (2009). Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *The European Journal of Orthodontics*, 31(2), 129-134.
- Hildebolt, C. F., Rupich, R. C., Vannier, M. W., Zerbolio Jr, D. J., Shrout, M. K., Cohen, S., & Pinkas, A. (1993). Inter-relationships between bone mineral content measures: Dual energy radiography (DER) and bitewing radiographs (BW). *Journal of clinical periodontology*, 20(10), 739-745.
- Hilgers, M. L., Scarfe, W. C., Scheetz, J. P. and Farman, A. G. (2005). Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(6), 803-811.
- Holmes, D. C. and Loftus, J. T. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of oral implantology*, 23(3), 104-111.
- İçöz D., Akgünlü F. ((2016). Effects of positioning upon the vertical dimension on cone beam computed tomography. *Edorium Journal of Dentistry*, 3, P40-44.
- Kamburoğlu, K. and Kursun, S. (2010). A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *International Endodontic Journal*, 43(9), 798-807.
- Kamburoğlu, K., Kilic, C, Ozen T, Yuksel SP. (2009). , Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology and Oral radiology*, 107, e34-42.
- Kamburoğlu, K., Kolsuz, E., Kurt, H., Kılıç, C., Özen, T. and Paksoy, C. S. (2011). Accuracy of CBCT measurements of a human skull. *Journal of digital imaging*, 24(5), 787-793.
- Katranji A, Misch K, Wang HL. (2007). Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol*, 78:874-878.
- Kau CH, Abramovitch K, Kamel S.G, Bozic M. (2011). Cone beam CT of the head and neck: an anatomical atlas. First ed. Heidelberg, Springer, p. 3-8.
- Kau, C. H., Božič, M., English, J., Lee, R., Bussa, H. and Ellis, R. K. (2009). Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region—an update. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 5(4), 366-380.
- Kiljunen, T., Kaasalainen, T., Suomalainen, A. and Kortetniemi, M. (2015). Dental cone beam CT: A review. *Physica Medica*, 31(8), 844-860.
- Kim, J. H., Jeong, H. G., Hwang, J. J., Lee, J. H., & Han, S. S. (2016). The impact of reorienting cone-beam computed tomographic images in varied head positions on the coordinates of anatomical landmarks. *Imaging science in dentistry*, 46(2), 133-139.

- Lascale, C. A., Panella, J. and Marques, M. M. (2004). Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofacial Radiology*, 33(5), 291-294.
- Lee K.M., Song J.M., Cho J.H, Hwang H.S. (2016). Influence of Head Motion on the Accuracy of 3D Reconstruction with Cone-Beam CT: Landmark Identification Errors in Maxillofacial Surface Model, *PLoS One.*,11(4), e0153210.
- Leung, C. C., Palomo, L., Griffith, R. and Hans, M. G. (2010). Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(4), S109-S119.
- Liang, X., Jacobs, R., Hassan, B., Li, L., Pauwels, R., Corpas, L., and Lambrichts, I. (2010). A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT): Part I. On subjective image quality. *European Journal of Radiology*, 75(2), 265-269.
- Lim, J. E., Lim, W. H. and Chun, Y. S. (2008). Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*, 21(6), 486-491.
- Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A., and Gröndahl, K. (2011). Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *European journal of radiology*, 80(2), 483-488.
- Loubele, M., Guerrero, M. E., Jacobs, R., Suetens, P. and van Steenberghe, D. (2007). A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(3).
- Loubele, M., Van Assche, N., Carpentier, K., Maes, F., Jacobs, R., van Steenberghe, D. and Suetens, P. (2008). Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105(4), 512-518.
- Ludlow, J. B., Laster, W. S., See, M., Bailey, L. T. J. and Hershey, H. G. (2007). Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(4), 534-542.
- Lund, H., Gröndahl, K. and Gröndahl, H. G. (2009). Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitomo® tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dentomaxillofacial Radiology*, 38(6), 379-386.
- Marmulla, R., Wortche, R., Muhling, J. and Hassfeld, S. (2005). Geometric accuracy of the NewTom 9000 cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 34(1), 28-31.

- Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, et al. (2007). Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*;104:551-9.
- Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H. and Iizuka, T. (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 37(6), 776-780.
- Miyamoto, Y. and Obama, T. (2011). Dental cone beam computed tomography analyses of postoperative labial bone thickness in maxillary anterior implants: comparing immediate and delayed implant placement. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 31(3), 215.
- Molen, A. D. (2010). Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 137(4), S130-S135.
- Moshiri, M., Scarfe, W. C., Hilgers, M. L., Scheetz, J. P., Silveira, A. M. and Farman, A. G. (2007). Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(4), 550-560.
- Nascimento, M. D. C. C., de Almeida Boscolo, S. M., Haiter-Neto, F., Dos Santos, E. C., Lambrichts, I., Pauwels, R., and Jacobs, R. (2017). Influence of basis images and skull position on evaluation of cortical bone thickness in cone beam computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 123(6), 707-713.
- Nikneshan S, Aval SH, Bakshalian N, Shahab S, Mohammadpour M, Sarikhani S. (2014). Accuracy of linear measurement using cone-beam computed tomography at different reconstruction angles. *Imaging Science in Dentistry*, 44, 257-62.
- Orhan K, Eren H. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT). Özcan İ, editör. Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları. (2017) 1. Baskı. İstanbul: İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık Hiz. Tic. Ltd. Şti; p.227-45.
- Oz, U., Orhan, K. and Abe, N. (2011). Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(8), 492-500.
- Ozemre, M. O., & Gulsahi, A. (2018). Comparison of the accuracy of full head cone beam CT images obtained using a large field of view and stitched images. *Dentomaxillofacial Radiology*, 47(7), 20170454.
- Ozen, J., Dirican, B., Oysul, K., Beyzadeoglu, M., Ucok, O., & Beydemir, B. (2005). Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 99(6), 743-747.

- Pauwels, R. (2018). What Is CBCT and How Does It Work?. In *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography* (pp. 13-42). Springer, Cham.
- Pauwels, R., Jacobs, R., Bogaerts, R., Bosmans, H. and Panmekiate, S. (2017). Determination of size-specific exposure settings in dental cone-beam CT. *European radiology*, 27(1), 279-285.
- Pauwels, R., Seynaeve, L., Henriques, J. C. G., de Oliveira-Santos, C., Souza, P. C., Westphalen, F. H. and Pittayapat, P. (2015). Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(9), 20150108.
- Periago, D. R., Scarfe, W. C., Moshiri, M., Scheetz, J. P., Silveira, A. M. and Farman, A. G. (2008). Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *The Angle Orthodontist*, 78(3), 387-395.
- Perschbacker S. (2014). Cone-Beam Computed Tomography In: Oral Radiology Principles and Interpretation. Eds: White SC, Pharaoh MJ, 7th ed. China: Mosby Elsevier, p. 299-313.
- Pinsky, H. M., Dyda, S., Pinsky, R. W., Misch, K. A. and Sarment, D. P. (2006). Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 35(6), 410-416.
- Richards, A. G., and Webber, R. L. (1963). Constructing phantom heads for radiation research. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 16(6), 683-690.
- Rockenbach, M. I. B., Sampaio, M. C. C., Costa, L. J. D., and Costa, N. P. D. (2003). Evaluation of mandibular implant sites: correlation between panoramic and linear tomography. *Brazilian Dental Journal*, 14(3), 209-213.
- Scarfe W. C. and Farman A. G. (2009). Cone-Beam Computed Tomography In: *Oral Radiology Principles and Interpretation*. Eds: White SC, Pharaoh MJ, 6th ed. China: Mosby Elsevier, p. 225-43.
- Scarfe W.C. and Farman A.G. (2014). Cone-beam computed tomography: volume acquisition. In: White SC, Pharaoh MJ, eds. *Oral Radiology, Principles and Interpretation*. 7th ed. St. Louis: Mosby Elsevier, 185-98.
- Scarfe, W. C. and Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work?. *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707-730.
- Schutysen, F. and Van Cleynenbreugel, J. (2006). From 3-D volumetric computer tomography to 3-D cephalometry. In *Three-dimensional cephalometry* (pp. 1-12). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Sennerby, L., Thomsen, P. and Ericson, L. E. (1992). A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(1).

- Shahidi Sh, Feiz A. (2013). Effect of minor amendments of patient's position on the accuracy of linear measurements yielded from cone beam computed tomography. *Journal of Dentistry Shiraz University of Medical Sciences*, 14(1), 1-5.
- Sheikhi, M., Ghorbanizadeh, S., Abdinian, M., Goroohi, H., and Badrian, H. (2012). Accuracy of linear measurements of galileos cone beam computed tomography in normal and different head positions. *International Journal of Dentistry*, 1, 1-6.
- Sherrard, J. F., Rossouw, P. E., Benson, B. W., Carrillo, R., and Buschang, P. H. (2010). Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(4), S100-S108.
- Shokri, A., Miresmaeili, A., Farhadian, N., Falah-kooshki, S., Amini, P., & Mollaie, N. (2016). Effect of head position on maxillofacial transverse measurements made on the skull and cone beam computed tomography scans. *Brazilian dental journal*, 27(5), 604-608.
- Shokri, A., Miresmaeili, A., Farhadian, N., Falah-Kooshki, S., Amini, P. and Mollaie, N. (2017). 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. *Dentomaxillofacial Radiology*, 46(5), 20160180.
- Stamatakis, H. C., Steegman, R., Dusseldorp, J., and Ren, Y. (2019). Head positioning in a cone beam computed tomography unit and the effect on accuracy of the three-dimensional surface mode. *European journal of oral sciences*, 127(1), 72-80.
- Stramotas, S., Geenty, J.P., Petocz, P., and Darendeliler, M.A. (2002). Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. *European Journal of Orthodontics*, 24, 43-52.
- Stratemann, S. A., Huang, J. C., Maki, K., Miller, A. J. and Hatcher, D. C. (2008). Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37(2), 80-93.
- Sun, Z., Smith, T., Kortam, S., Kim, D. G., Tee, B. C., and Fields, H. (2011). Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(2), e117-e127.
- Swasty, D., Lee, J., Huang, J. C., Maki, K., Gansky, S. A., Hatcher, D. and Miller, A. J. (2011). Cross-sectional human mandibular morphology as assessed in vivo by cone-beam computed tomography in patients with different vertical facial dimensions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), e377-e389.
- Tarazona-Álvarez, P., Romero-Millán, J., Peñarrocha-Oltra, D., Fuster-Torres, M. Á., Tarazona, B., and Peñarrocha-Diago, M. (2014). Comparative study of mandibular linear measurements obtained by cone beam computed tomography and digital calipers. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 6(3), e271.

- Timock, A. M., Cook, V., McDonald, T., Leo, M. C., Crowe, J., Benninger, B. L., and Covell Jr, D. A. (2011). Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(5), 734-744.
- Tsutsumi, K., Chikui, T., Okamura, K., and Yoshiura, K. (2011). Accuracy of linear measurement and the measurement limits of thin objects with cone beam computed tomography: effects of measurement directions and of phantom locations in the fields of view. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(1).
- Uysal S. (2010). Konik ışınli bilgisayarlı tomografi. *Türkiye Klinikleri Journal Dental Sci-Special Topics*, 1(2), 36-43.
- Vazquez, L., Nizam Al Din, Y., Christoph Belser, U., Combescure, C., and Bernard, J. P. (2011). Reliability of the vertical magnification factor on panoramic radiographs: clinical implications for posterior mandibular implants. *Clinical oral implants research*, 22(12), 1420-1425.
- Wang, H. M., Shen, J. W., Yu, M. F., Chen, X. Y., Jiang, Q. H. and He, F. M. (2014). Analysis of facial bone wall dimensions and sagittal root position in the maxillary esthetic zone: a retrospective study using cone beam computed tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(5).
- White SC, Pharoah MJ. (2000). *Oral Radiology*. Principles and Interpretation. St. Louis: Mosby, 14-41.
- White, S. C., Scarfe, W. C., Schulze, R. K., Lurie, A. G., Douglass, J. M., Farman, A. G. and Zeller, G. G. (2014). The Image Gently in Dentistry campaign: promotion of responsible use of maxillofacial radiology in dentistry for children. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 118(3), 257-261.
- Wood, R., Sun, Z., Chaudhry, J., Tee, B. C., Kim, D. G., Leblebicioglu, B. and England, G. (2013). Factors affecting the accuracy of buccal alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(3), 353-363.
- Yim, J. H., Ryu, D. M., Lee, B. S., and Kwon, Y. D. (2011). Analysis of digitalized panorama and cone beam computed tomographic image distortion for the diagnosis of dental implant surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(2), 669-673.

EKLER

Ek-1. Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 11/03/2018-E.41710



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Etik Komisyonu



Sayı : 77082166-302.08.01-
Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

İlgi : 08/01/2018 tarihli ve 14574941-302.14.06- 4024 sayılı yazı.

İlgi yazınız ile göndermiş olduğunuz, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi **Berrin ÇELİK'in**, Prof.Dr.Cemile **Özlem ÜÇOK'un** danışmanlığında yürüttüğü "*İnsan Kuru Kafatasının Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Taramasında Doğrusal Ölçümlerin Doğruluğu ve Güvenilirliği*" adlı tez çalışması ile ilgili konu Komisyonumuzun **06.03.2018** tarih ve **02** sayılı toplantısında görüşülmüş olup,

İlgilinin çalışmasının, yapılması planlanan yerlerden izin alınması koşuluyla yapılmasında etik açıdan bir sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

e-imzalıdır
Prof. Dr. Alper CEYLAN
Komisyon Başkanı

Araştırma Kod No: 2018-52

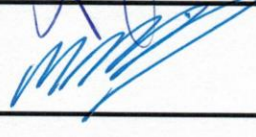
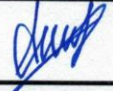
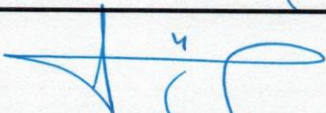
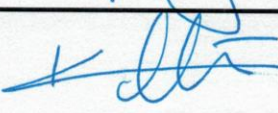


Ankara
Tel:0 (312) 202 20 57 - 0 (312) 2... Faks:0 (312) 202 38 76
İnternet Adresi :http://etikkomisyon.gazi.edu.tr/

Bilgi için :Ayfer Çekmez
Genel Evrak Sorumlusu
Telefon No:202 18 07

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Ek-1. (devam) Etik Kurul Onayı

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ	
TOPLANTI TARİHİ : 06/03/2018	TOPLANTI SAYISI : 02
ADI-SOYADI	İMZA
Prof.Dr.Alper CEYLAN BAŞKAN	
Prof.Dr.Mustafa N.İLHAN BAŞKAN YRD.	
Prof.Dr.Mehmet KÜÇÜKKURT	KATILANADI
Prof.Dr.Aymelek GÖNENÇ	
Prof.Dr.Rahmi ÜNAL	KATILANADI
Prof.Dr.Mehmet Sayım KARACAN	
Prof.Dr.Naciye YILDIZ	KATILANADI
Prof.Dr.Mustafa SARIKAYA	
Prof.Dr.İbrahim DOĞAN	
Prof.Dr.C. Haluk BODUR	
Prof.Dr.Mustafa İLBAŞ	
Prof.Dr.Füsun DEMİREL	
Doç.Dr.Nihan KAFA	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇELİK, Berrin
 Uyuğu : T.C
 Doğum tarihi ve yeri : 01/05/1989 KAMAN/KIRŞEHİR
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (312) 203 41 57
 e-posta : berrincaylak@gmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet
Yılı		
Doktora	Gazi Üniversitesi/ Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	Devam ediyor
Lisans	Kırıkkale Üniversitesi/ Diş Hekimliği Fakültesi (Birincilik ile tamamladım)	2012
Lise	Kalaba Anadolu Lisesi/ Ankara	2007
İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2013-devam ediyor	Yıldırım Beyazıt Üniversitesi/ Tıp Fakültesi/ Anatomi Anabilim Dalı	Araştırma Görevlisi
2013	Akpınar Devlet Hastanesi	Diş Hekimi
Yabancı Dil		
İngilizce		



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...

