

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**“FARKLI KONUM AÇILARI KULLANILARAK KURU
KAFADAN ELDE EDİLEN PANORAMİK RADYOGRAFİ VE
KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
GÖRÜNTÜLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE
DEĞERLENDİRİLMESİ”**

“BİLGÜN ÇETİN”

UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

“Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ”

KONYA-2017

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**“FARKLI KONUM AÇILARI KULLANILARAK KURU
KAFADAN ELDE EDİLEN PANORAMİK RADYOGRAFİ VE
KONİK İŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
GÖRÜNTÜLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE
DEĞERLENDİRİLMESİ”**

“BİLGÜN ÇETİN”

UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

“Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ”

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 17102010 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2017

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince her türlü destek ve anlayışın yanında bilgi ve beceri açısından yardımlarını hiç eksik etmeyen çok kıymetli hocamız sayın Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ' ye,

İlminde ve tecrübesinden faydalandığım hoca olmanın ötesinde bize dost gibi yaklaşan sevgili hocamız sayın Doç. Dr. Füsun YAŞAR' a,

Klinikte her türlü kolaylığı sağlayan birlikte çalışmaktan her zaman kıvanç duyduğum kıymetli asistan diş hekimi arkadaşlarıma,

Eğitim ve çalışma ortamını bizim için kolaylaştıran başta röntgen teknisyeni Ahmet KOCABIYIK olmak üzere tüm klinik çalışanlarına,

Uzmanlık eğitimimde bana farklı bakış açıları kazandıran rotasyon eğitimi aldığım bölümlerin hocaları ve ekip arkadaşlarına,

Bana her zaman güvenip hep yanımda olan desteklerini bir an olsun eksik etmeyen başta eşim olmak üzere tüm aile fertlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ÖZET.....	vi
SUMMARY	vii
1.GİRİŞ	1
1.1. Diş Hekimliğinde Görüntüleme	2
1.1.1. Ağız İçi Görüntüleme Yöntemleri.....	3
1.1.2. Ağız Dışı Görüntüleme Yöntemleri	9
1.2. Panoramik Radyografi (Ortopantomograf)	13
1.2.1. İmaj Tabakası (Fokal Trough).....	14
1.2.2. Hastanın Hazırlanması Ve Konumlandırılması.....	14
1.2.3. Panoramik Görüntülemenin Avantajları	16
1.2.4. Panoramik Görüntülemenin Dezavantajları	17
1.2.5. Panoramik Röntgen Cihazlarının Çalışma Prensibi	17
1.2.6. Panoramik Görüntüde Magnifikasyon Katsayısı	19
1.2.2. Panoramik Görüntüleme Hataları.....	20
1.3. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme	23
1.3.1. Dijital Sensörler	24
1.2.5. Dijital Panoramik Görüntüleme	25
1.4. İleri Görüntüleme Yöntemleri	26
1.4.1. Bilgisayarlı Tomografi.....	26
1.3.2. Manyetik Razonanas Görüntüleme(MRI-MRG)	27
1.3.3. Ultrasonografi	28
1.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT).....	28
1.5.1. Görüntüleme Alanı (FOV) Ve Voksel	30
1.3.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarının Çalışma Prensibi	31
1.3.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Yetersizlikleri.....	34
1.3.8. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Endikasyonları.....	36
1.3.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kullanımının Avantajları.....	37
1.3.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları	38
1.6. İmplant Radyolojisi	39
1.7. Çalışmanın Amacı	41
2. GEREÇ VE YÖNTEM	42

2.1. İstatistiksel Analiz	49
3. BULGULAR	51
3.1. Panoramik Görüntülemeye Konumlamanın Çenelerin Farklı Bölgelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri	51
3.1.1. Alt Çene Sağ Posterior Bölge.....	52
3.1.2. Alt Çene Anterior Bölge	52
3.1.3. Alt Çene Sol Posterior Bölge	52
3.1.4. Üst Çene Sol Posterior Bölge.....	52
3.1.5. Üst Çene Anterior Bölge	53
3.1.6. Üst Çene Sağ Posterior Bölge	53
3.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Konumlamanın Çenelerin Farklı Bölgelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri	57
3.2.1. Alt Çene Sağ Posterior Bölge.....	57
3.2.2. Alt Çene Anterior Bölge	57
3.2.3. Alt Çene Sol Posterior Bölge	57
3.2.4. Üst Çene Sol Posterior Bölge.....	58
3.2.5. Üst Çene Anterior Bölge	58
3.2.6. Üst Çene Sağ Posterior Bölge	58
3.3. Panoramik Görüntülemeye Konumlamanın Alveolar Kemik Seviyelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri	62
3.3.1. İdeal Konumda	62
3.3.2. Öne Doğru Eğimleme Konumunda.....	62
3.3.3. Arkaya Doğru Eğimleme Konumunda.....	62
3.3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Konumlamanın Alveolar Kemik Seviyelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri	64
3.3.5. İdeal Konumda	64
3.3.6. Öne Doğru Eğimleme Konumunda.....	64
3.3.7. Arkaya Doğru Eğimleme Konumunda.....	64
4. TARTIŞMA	66
5. SONUÇ Ve ÖNERİLER.....	74
6. KAYNAKLAR	75
7. EKLER.....	80
EK A: Etik Kurul Kararı	80
8. ÖZGEÇMİŞ.....	82

SİMGELER VE KISALTMALAR

%: Yüzde

°: Derece

kV: Kilovolt

mA: Miliamper

sn: Saniye

dk: Dakika

mm: Milimetre

cm: Santimetre

TME: Temporomandibular Eklem

KİBT: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi

BT: Bilgisayarlı Tomografi

Ort: Ortalama

P: İstatistiksel Anlamlılık

Std Sap: Standart Sapma

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Farklı Konum Açıları Kullanılarak Kuru Kafadan Elde Edilen Panoramik Radyografi Ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması Ve Değerlendirilmesi

“Bilgün ÇETİN”
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2017

Diş hekimliğinde özellikle implant cerrahisi öncesi, sırasında ya da sonrası takip amaçlı çeşitli görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır. Görüntülerin doğruluğu yansıtması tedavinin başarısı açısından oldukça önemli bir yere sahiptir. İmplant planlanırken ya da sonrasında en çok kullanılan iki görüntüleme yöntemi vardır: panoramik görüntüleme ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT). Bu iki görüntüleme yönteminde ise görüntü elde edilirken hasta başının doğru konumlandırılması yapılan ölçümlerin güvenilirliği ve uygulanacak tedavinin başarısı açısından son derece önemlidir. Konumlamaya bağlı görüntü bozulmalarının sonucunda görülen magnifikasyon, ölçümlerin doğruluğuna gölge düşürmektedir. Bazı görüntüler ufak konumlandırma hatalarını gizleyebilmekte bazıları ise film tekrarlarına sebebiyet vermektedir. Çalışmanın amacı; çeşitli baş konumlandırmalarıyla alınan KIBT ve panoramik görüntülerinde vertikal magnifikasyonun çenelerin farklı bölgelerinde ve bölgelerdeki alveolar kemik seviyelerinde ne kadar değiştiğinin tespitidir. Bu amaç dahilinde kuru kafa model üzerindeki 28 diş bölgesindeki alveolar kemiğin üç seviyesine eşit aralıklarla eş boyutlarda (3,15-2mm) metal küreler yerleştirilip farklı konumlarda 15 adet panoramik (PaX-Primo dental X-ray sistem, VATECH ,Hwaseong-si, Gyeonggi-do,KORE 60kV, 2mA 11,5 sn) ve 30 adet KIBT görüntüleri (Kodak 9000/3D sistem Carestream Health Inc, Rechester New York ABD 70 kV, 10 mA 32-35sn) elde edilmiştir. Daha sonra görüntülerdeki tüm kürelerin dikey boyutları panoramik röntgenler için image j görüntü analiz programı, KIBT görüntüleri için cihazın kendi ölçüm programı kullanılarak ölçülmüştür. Elde edilen 2520 ölçüm üç hafta ara ile aynı gözlemci tarafından tekrarlanmıştır. Gözlemcinin iki ölçümü arasında yüksek uyum bulunduğundan ($p=0,986$) ikinci ölçümler değerlendirilmede kullanılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistikler Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U, Wilcoxon, ANOVA testleri kullanılmıştır. Her iki görüntüleme yönteminde de konum değişikliğiyle vertikal boyut değişikliği arasında anlamlı fark bulunmuştur($p<0.05$). En fazla büyüme gösteren bölge üst çene posterior bölgelerken, en az büyüme gözlenen bölgeler alt çene anterior ve posterior bölgeler olmuştur. Alveolar kemik seviyeleri bakımından ise normal konumda bir fark yokken diğer konumlarda fark bulunmuştur($p<0,05$). KIBT görüntüleri konum değişikliği ile büyüme 1mm'nin oldukça altında olup panoramik görüntüye göre daha güvenilir bulunmuştur. Ancak panoramik görüntüde de konumdan çok sapmalar olmadığı sürece özellikle alt çene için ve üst çene anterior bölgedeki dikey ölçümler için güvenilir bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: Panoramik görüntüleme; KIBT; Farklı baş konumları; Vertikal magnifikasyon

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELCUK UNIVERSITY
DENTISTRY FACULTY

Comparison And Evaluation Of Panoramic Radiography And Cone Beam Computed Tomography Images Obtained From Dry Skull By Using Different Position Angles.

Bilgün ÇETİN
Department of Oral and Maxillofacial Radiology

PhD THESIS / KONYA-2017

Various imaging techniques are used in dentistry, especially before, during or after implant surgery. The correctness of the images has a very important place in terms of the success of the treatment. There are two commonly used imaging methods either during or after implant planning: Panoramic imaging and cone beam computed tomography (CBCT). In these two imaging techniques, accurate positioning of the patient's head while obtaining the image is extremely important in terms of the reliability of the measurements and the success of the treatment. The magnification seen at the end of the positional image distortions reduces the reliability of measurements. Some images can hide small positioning errors and others cause radiograph repetitions. Aim of the study; the vertical magnification in the CBCT and panoramic images that were taken with various head positions is how much have changed in different regions of the jaws and in the alveolar bone levels of the regions. For this purpose, metal spheres of the same size (3,15-2mm) were equally spaced to the three levels of the alveolar bone in the 28 tooth regions on the dry head model and 15 panoramic (PaX-Primo dental X-ray system, VATECH ,Hwaseong-si, Gyeonggi-do,KOREA 60kV, 2mA, 11,5sec) and 30 CBCT images (Kodak 9000/3D system Carestream Healt Inc, Rechester New York ,USA 70 kV, 10 mA 32-35sec) were obtained in different positions. Then, for panoramic radiographs measurements, imageJ image analysis program and for KIBT images measurements the device's own measurement program were used. 2520 measurements obtained from the vertical dimensions of all the spheres in the images were repeated by the same observer at intervals of three weeks. Because found high consistency between the two measurements of the observer ($p = 0.986$), the second measurements were used for the evaluation. Descriptive statistics Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U, Wilcoxon and ANOVA tests were used in the evaluation of the data. There was a significant difference between the position change and vertical dimension change in both imaging techniques ($p < 0.05$). In both imaging techniques, the region with the highest magnification rate was the posterior region of the upper jaw and the region with the least magnification was the anterior and posterior regions of the lower jaw. In terms of alveolar bone levels, there was not a difference in normal position while there was a difference in other positions ($p < 0,05$). CBCT images were found to be less changeable than 1mm with position change and more reliable than panoramic view. However, the panoramic image is also reliable for vertical measurements especially for the lower jaw and the anterior region of upper jaw, as long as there is not much deviation from the position.

Key words: Panoramic imaging; CBCT; Different head positioning; Vertical magnification

1.GİRİŞ

Dental radyograflar, diş hekimliği pratiğinde çok önemli yeri bulunan teşhis ve tanı gereçleridir. Hem dişler hem de çevre dokular ağız içi ya da ağız dışı görüntüleme yöntemleriyle değerlendirilebilmektedir (Nackaerts ve ark 2008).

Dental implantlar gelişen teknolojiyle beraber diş hekimliği pratiğinde sadece gelir düzeyi yüksek hastaların ulaşabileceği bir tedavi şekli olmaktan çıkmış kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Özellikle tam ya da parsiyel dişsizliği olan hastalarla birlikte çene ve yüz protezleri için ya da ortodontik tedavide ankraj elde etmek adına kullanılmaktadır ve 5 yıllık veyrede %90 başarı göstermesi nedeniyle yaygınlığı giderek artmaktadır (Çelik ve ark 2007).

Dental implantolojide cerrahi öncesi ölçüm ve değerlendirme yapmak için çenelerin radyolojik görüntülerinden yararlanmak kritik bir role sahiptir. Çok çeşitli radyografik teknik içerisinde panoramik görüntü, yerleştirilecek implantın en uygun konumunu belirlemede en sık kullanılan görüntüleme yöntemidir (Yim ve ark 2011). Panoramik radyograflar, tüm ağız ve çene bölgesini kapsamlı bir şekilde göstermesi, her iki dental arkı tek düzlem üzerinde göstermesi ve hastaya tüm dişlerden alınan ağız içi tekniklere göre anlamlı derece daha az radyasyon dozu vermesi gibi belirgin avantajlara sahiptir (Stramotas ve ark 2002). Ancak bu görüntüler hasta başının farklı konumlanmasıyla çeşitli değişikliklere uğrar. Çenelerin konumlandırılmasına bağlı olarak %10 ile %30 arasında değişen magnifikasyon katsayısı rapor edilmiştir (Yim ve ark 2011). Görüntüde oluşan distorsiyon ve magnifikasyon panoramik radyografinin boyutsal doğruluğuna gölge düşürmektedir. Son zamanlarda yapılan çalışmalar göstermektedir ki, hasta başının konumlandırılmasıyla ilgili yapılan hataların neden olduğu değerlendirmeye uygun olmayan radyograflar teknik hatalara bağlı oluşanlardan çok daha sık görülmektedir. (Nikneshan ve ark 2013).

Panoramik radyograflar bir şekilde popülerliğini korurken diğer yandan son zamanlarda üç boyutlu görüntüleme diş hekimliğinde oldukça önemli bir yere sahip olmaya başlamıştır. İlk olarak, bilgisayarlı tomografiyle (BT) 1990'larda tanınmıştır, fakat yüksek radyasyon dozu ihtiva etmesi sebebiyle kısıtlı bir kullanıma sahip olmuştur. 1996'da ilk konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin (KIBT)

keşfinin ardından diş hekimliğinde üç boyutlu görüntüleme günümüze kadar gelişimini sürdürmektedir (Pittayapat ve ark 2013).

Son yıllarda geliştirilen KIBT görüntüleri geleneksel BT görüntülerine nazaran daha yüksek üç boyutlu (uzaysal) çözünürlüğe belirgin derecede düşük radyasyon dozu ile ulaşabilmektedir (Yim ve ark 2011). KIBT görüntüleri çene kemiklerinin herhangi bir noktasındaki alveolar kemik yoğunluğunu, yüksekliğini ve bukko-lingual genişliğini doğruya en yakın göstermenin yanı sıra patolojileri, kemik eğimini ve vital anatomik yapıları da doğru bir şekilde gösterir (Egbert ve ark 2015).

Oral radyolojide görüntüleme yöntemleri gelişimini sürdürürken implantoloji ve cerrahi başta olmak üzere birçok diş hekimliği bilim dalı için doğru ve güvenilir görüntüler oluşturmak en doğru teşhis ve tedavi planı yapmak adına önemli bir konudur. Bu sebeple çalışmamızda doğru hasta konumlandırmasının özellikle vertikal boyut magnifikasyonuna hem panoramik radyografide hem de KIBT' de her bir diş bölgesine ilaveten alveolar kemiğin üç ayrı seviyesi arasında ne kadar etkili olabileceğini değerlendirmek amaçlanmaktadır. Bu çerçevede öncelikle diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme yöntemlerini, bu yöntemlerin kullanım alanları ile çekim tekniklerini kısaca hatırlamakta fayda vardır. Çalışmamız genel itibariyle implant için alveolar kemik değerlendirmesi üzerine kurgulandığından cerrahi planlamada kullanımı nispeten daha çok tercih edilen panoramik görüntüleme ile KIBT yöntemlerinden geniş çaplı bahsedilecektir.

1.1 Diş Hekimliğinde Görüntüleme

Radyografi terimi bir objeye X ışınları gönderilerek oluşan görüntünün röntgen filmi ya da dijital bir sensör üzerine kaydedilmesini karşılar. Diş hekimliğinde radyografi kullanımı teşhis ve tanı açısından çok önemli bir yere sahiptir. Birçok ağız, diş ve çene hastalıkları çeşitli radyograflar veya görüntüleme yöntemi kullanılarak teşhis edilebilmektedir (Evlince ve Öztunç 2013).

Tarihçe

X ışınları ilk olarak 1895 yılında Conrad Roentgen tarafından bulunmuştur. Bu keşfin duyulmasıyla birlikte Alman Diş Hekimi Otto Walkhoff cam bir fotoğraf plakayı siyah renkte bir kağıt ile lastik bir koruyucuya sararak kendi ağzına

yerleştirip 25dk. X ışını ekspoz etmek suretiyle ilk dental röntgeni çeken kişi olmuştur (Iannucci ve Howerton 2016). Bundan çok kısa bir süre sonra ABD'de Edmund Kells, Almanya'da Wilhelm Koenig, İngiltere'de ise Frank Harrison tarafından dental röntgenler elde edilmiştir (Evlice ve Öztunç 2013, Canger ve Çelenk 2016). 1896 yılında yine Edmund Kells tarafından ilk pratik anlamda dental radyograflar kullanılmış ve kendi eliyle tutarak aldığı sayısız radyograflardan dolayı yıllar sonra elinde ve kolunda çok sayıda kanser gelişmiştir (Iannucci ve Howerton 2016).

1909 yılında diş hekimliği eğitimine, radyoloji eğitimi Howard Raper tarafından eklenmiştir. Yine aynı kişi tarafından ilk dental radyoloji kitabı da 1913 yılında kaleme alınmıştır (Evlice ve Öztunç 2013). Yine 1913 yılında W.D.Coolidge tarafından ampullerde kullanılan benzer filamentin X ışını tüpünde de kullanımını sağlayıp kendi adını taşıyan Coolidge tüpünü icat etmiştir. Daha sonra teknolojinin artmasıyla beraber hem daha hızlı ve pratik röntgen filmleri ile ağız içi ve ağız dışı röntgen teknikleri geliştirilmiştir. Günümüzde de kullanılan üç rotasyon merkezli panoramik röntgen cihazı 1957 yılında Helsinki Üniversitesi'nde, ilk dijital ağız içi sensörler ise 1980'li yıllarda geliştirilmiştir (Canger ve Çelenk 2016).

Amerikalı fizik profesörü A.M. Cormack tarafından 1972 yılında ilk tomografi teorisi ortaya atılmıştır ve bu teori bilim insanına 1979 yılında nobel ödülünü getirmiştir. Daha sonra bu teoriden yola çıkılarak bilgisayarlı tomografi geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde uzun süreli kullanım olanağı bulamayan BT' den sonra KIBT önemli bir görüntüleme yöntemi ve altın standart olarak diş hekimliği pratiğine giriş yapmıştır (Evlice ve Öztunç 2013).

Diş hekimliğinde görüntüleme ile ilgili daha detaylı bilgi vermek adına yöntemleri alt başlıklar altında açıklamak gerekmektedir.

1.1.1 Ağız İçi Görüntüleme Yöntemleri

Diş hekimliğinde radyografik görüntülemenin temelini ağız içi (intraoral) görüntüleme yöntemleri oluşturmaktadır. Bu yöntemde röntgen filmi ya da sensör olarak adlandırılan film işlevi gören detektörler ağız içerisinde yer alırken ışın

kaynağı ise ağız dışındadır (Harorlı ve ark 2014). Ağız içi radyografi yöntemleri genel olarak üç farklı gruba ayrılır:

- i. Periapikal görüntüleme (İki farklı teknikle elde edilir.)
 - Açıortay
 - Paralel
- ii. Bitewing (ısıırma yöntemi) görüntüleme
- iii. Okluzal görüntüleme (altı farklı teknikle elde edilir.)
 - Maksilla standart okluzal
 - Maksilla oblik okluzal
 - Maksilla verteks okluzal
 - Mandibula 90° okluzal (gerçek okluzal)
 - Mandibula 45° okluzal (standart okluzal)
 - Mandibula oblik okluzal (Whaites ve Drage 2002).

Periapikal Görüntüleme

Periapikal radyograflar; en az iki en fazla da dört adet diş ile bu dişlerin apikal bölgelerindeki çevre yapıların (periodontal aralık, lamina dura, interdental ve kök etrafındaki alveol kemiği) görüntülediği intraoral bir görüntüleme yöntemidir. İlgili diş ve onu çevreleyen alveol kemiğinin detaylı görüntüsünü gösterir. Periapikal radyografi için çeşitli boyutlarda filmler kullanılır. En sık tercih edileni ise yetişkin hastalar için 31 x 41mm boyutlarındaki '2' numaralı ile çocuk hastalar için 22 x 35 mm boyutlarındaki '0' numaralı filmlerdir. (Whaites ve Drage 2002, Harorlı ve ark 2014).

Periapikal radyografilerin temel endikasyonları şunlardır:

- Apikal enfeksiyon ve inflamasyonların tespiti (Estrela ve ark 2008),

- Endodontik tedavi süreci boyunca çeşitli aşamalarda (Estrela ve ark 2008),
- Periodontal durumun değerlendirilmesi,
- Gömülü dişlerin varlığının ve pozisyonunun değerlendirilmesi,
- Diş çekimi ya da kanal tedavisi öncesi kök morfolojisinin değerlendirilmesi,
- Apikal cerrahi öncesi ve sonrası kök ucu değerlendirmesinde,
- Alveolar kemik içindeki apikal kist veya diğer lezyonların detaylı incelenmesinde,
- İmplant cerrahisi sonrası değerlendirmelerde kullanılmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

Periapikal radyografide ideal görüntüyü elde etmek için dişin ve filmin birbirine paralel, en yakın konumda olması ve merkezi ışının her ikisine de dik gelmesi gerekmektedir. Ancak ağız anatomisinin böyle bir ideal pozisyona izin vermesi mümkün değildir. Bu nedenle ideale en yakın görüntüyü elde etmek adına 'paralel teknik' ve 'açıortay tekniği' olmak üzere iki farklı periapikal radyografi tekniği geliştirilmiştir. Görüntüdeki distorsiyonun ve magnifikasyonun çok az olması nedeniyle paralel teknik, kullanımının kolaylığı nedeniyle de açıortay tekniği tercih edilmektedir (Whaites ve Drage 2002, Harorlı ve ark 2014).

Açıortay Tekniği: Hasta başının ve röntgen başlığının uygun konumda konumlandırılmasının ardından film veya sensör uygulanacak bölgeye uygun şekilde (keser ve kanin dişler bölgesinde dik, premolar ve molar bölgede yatay) ve dişe en yakın konumda yerleştirildiğinde dişin uzun aksı ile film düzlemi arasında bir açı oluşmaktadır. Oluşan bu açının açıortayına merkezi ışının dik verilmesiyle elde edilen periapikal radyografi yöntemine açıortay tekniği adı verilmektedir (Whaites ve Drage 2002). Açıortay yöntemi ile merkezi ışının açıortaya dik gönderilerek elde edilen radyografideki diş boyutu ile gerçek diş boyutu aynı olur. Merkezi ışın açıortaya dik gelmek yerine filme ya da dişe dik gelirse farklı distorsiyonlar gözlenmektedir. Merkezi ışın dişe dik gelecek olursa radyografide oluşan görüntünün

boyu gerçek görüntüden kısa, filme dik gelecek olursa boyu daha uzun oluşmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

Paralel Yöntem-Uzun Kon Tekniği: Paralel yöntemle periapikal film almak için film tutucu, filmi incelenmek istenen dişin uzun aksına paralel gelecek şekilde konumlandırılır. X ışını tüpü yatay ve dikey olarak uygun konuma getirilip merkezi ışın hem dişe hem de filme dik gelecek şekilde ışınlanır. Daha önce de bahsedildiği gibi ağız anatomisi hem dişin hem de filmin aynı anda paralel olmasına izin vermemektedir. Bu yöntemde filmin dişe paralel olması için film dişten uzakta konumlanmak zorundadır. Bu uzak konumlanmadan kaynaklı oluşacak magnifikasyondan korunmak için ise uzun konular kullanılarak görüntü alınmalıdır. Paralel yöntemde film tutucu hem filmi hem de kon başını sabit tuttuğundan aynı konulamada tekrar görüntü almak mümkündür (Whaites ve Drage 2002).

Bitewing Görüntüleme - ısırma Yöntemi

'Bitewing' adı eskiden beri kullanılan bir teknik olan ısırmanın karşılığı 'bite' ve ısırma bloğunun ya da kanadın karşılığı 'wing' kelimelerinden türetilmiştir. Ancak gelişen teknolojiyle yeni film tutucuları ısırma bloğunu ortadan kaldırmış olsa da hala eski teknikle kullanımı yaygındır (Whaites ve Drage 2002). Bu yöntemde özel ısırma blokları taşıyan yine farklı boyutlarda filmler kullanılır. Hasta film üzerindeki ısırma bloğunu premolar ve molar dişlerin okluzal yüzeylerinde tutarak ısırır. Konun yatay açısı merkezi ışının görüntülenmek istenen dişlerin interproksimallerinden geçecek şekilde ayarlanır. Vertikal açı ise ısırma bloğuna doğru olacak şekilde +5°-+10° ayarlanır (Harorlı ve ark 2014).

Bitewing radyografi genel olarak şu amaçlarla kullanılmaktadır:

- Özellikle ara yüz olmak üzere çürüklerin erken teşhisi,
- Restorasyonların ve kronların kenar uyumlarının kontrolü,
- Arka dişlerin proksimal alanlarına birikmiş olan diş taşlarının görüntülenmesi,
- Posterior bölgedeki alveolar sırtın durumunun kontrolü,

- Pulpa odası ve pulpa taşlarının varlığı,
- Dişlerin furkasyon bölgelerinin incelenmesi (Pasler 1993).

Okluzal Görüntüleme

Okluzal radyograflar, diğer intraoral görüntüleme yöntemlerinden oldukça farklıdır. Diğer yöntemlerde dişler ve çevre dokular anatomik olarak mezio-distal ve supero-inferior olarak görüntüye girerken okluzal radyograflarda bukko-lingual ya da bukko-palatinal olarak görüntülenirler. Film bu yöntemde dişlerin okluzal yüzeylerine paralel yerleştirilir. Çocuk hastalar için '2' numaralı periapikal filmler kullanılırken yetişkin hastalar için 57 x 76 mm boyutlarındaki '4' numaralı okluzal filmler kullanılır (Pasler 1993, Harorlı ve ark 2014).

Okluzal radyografların genel endikasyonları şunlardır:

- Genellikle çocuklarda veya da periapikal film çekilemeyen yetişkinlerde dişlerin apikal bölgelerinin değerlendirilmesi,
- Gömülü kanin veya süpernumerer dişlerin, artık köklerin, yabancı cisimlerin ve odontomaların varlığının tespiti,
- Gömülü dişlerin orta hatta göre bukko-lingual konumunun belirlenmesi,
- Çenelerde görülen kist, tümör ve diğer patolojilerin antero-posterior, bukko-lingual boyut ve genişliğinin tespiti,
- Dişlerin ve çene kemiklerinin travma sonrası kırıklarının belirlenmesi,
- Maksiller sinüslerin medial, anterior ve posterior sınırlarının devamlılığını değerlendirmesi,
- Sublingual ve submandibular tükürük bezi veya kanallarındaki taşların yerlerinin tespiti (Pasler 1993, Whaites ve Drage 2002, Harorlı ve ark 2014).

Okluzal radyografiler alt ve üst çene için ayrı ayrı ve farklı amaç doğrultusunda üçer yöntemle çekilmektedir (Whaites ve Drage 2002).

Maksilla Standart Okluzal Radyografi: Bu yöntemle alınan okluzal radyograflarla üste çenenin ön bölgesi ile anterior dişlerin görüntüsü elde edilir. Bu radyografi yönteminde hasta okluzal yüzeyi horizontal ve yere paralel olacak şekilde oturtulur. Film alt dişlerin okluzal yüzeyine hassas tarafı üstte olacak şekilde yerleştirilir ve hafifçe ısırılır. Orta hatta filmin simetrik olarak yerleştiği kontrol edilir ve kon hastanın burun kemeri üzerinden merkezi ışın ile film arasındaki açı 65° - 70° olacak şekilde ışınlanarak görüntü elde edilir (Whaites ve Drage 2002).

Maksilla Oblik Okluzal Radyografi: Bu yöntemle alınan okluzal radyografilerde maksiller posterior bölge ile bu bölgedeki dişlerin görüntüsü elde edilir. Bu yöntemde de hastanın okluzal düzlemi horizontal ve yere paralel olmalıdır. Filmin hassas yüzeyi üst çene dişlerin okluzal yüzeylerine bakacak şekilde ve incelenecek tarafa doğru alt dişlerin okluzal yüzeyine yerleştirilip nazikçe ısırılır. Kon hastanın incelenecek tarafına yanaktan aşağıya doğru ve film ile 65° - 70° açı yapacak şekilde ayarlanıp ışınlanarak görüntü elde edilir. Eğer kon çok geri pozisyonda olursa zigomatik kemiğin süperpozisyonu ile dişlerin görünmesi engellenebilir (Whaites ve Drage 2002).

Maksilla Verteks Okluzal Radyografi: Maksilla verteks okluzal radyografi tekniği genellikle bukko-palatal konumdaki gömülü üst kanin dişinin değerlendirilmesinde kullanılır. Bu yöntem maksillanın üstten diş yatağı bölümünü göstermektedir. Hasta yine okluzal düzlemi horizontal ve yere paralel olacak şekilde oturur, filmin uzun aksı anter-posterior olacak şekilde hassas yüzey üstte alt dişlerin okluzal yüzeyine yerleştirilip nazikçe ısırılır. X ışını tüpü hastanın üstünden merkezi ışın kafatasının verteksinden geçip üst keser dişlerin köklerinin uzun aksından geçecek şekilde ışınlanır. Bu yöntemle alınan radyograflarda X ışının filme ulaşmak için çok sayıda dokuyu katetmesi gerektiğinden ekpozür dozunun artırılması gerekmektedir. Skreen filmlerin kullanılması dozun azaltılması için önerilmektedir. Pratikte çok kullanılan bir yöntem değildir (Whaites ve Drage 2002, Harorlu ve ark 2014).

Mandibula 90° Okluzal (Gerçek Okluzal) Radyografi: Bu okluzal radyografiler mandibulada oluşan bukko-lingual ekspansiyonların ve ağız tabanında gözlenen özellikle tükürük bezi kalsifikasyonları gibi patolojilerin incelenmesi için tercih edilir. Bu yöntemle radyografi elde etmek için hastanın okluzal ve sagittal

düzlemlerinin yere dik olması gerekir. Filmin hassas yüzeyi alt çene dişlerin okluzal yüzeylerine bakacak şekilde ağza yerleştirilir ve hafifçe ısırılır. Kon mandibulanın altında, merkezi ışın ağız tabanının orta hattından filme dik gelecek şekilde ışınlanarak radyografi elde edilir(Harorlı ve ark 2014). Bu yöntemi tek taraflı lezyonların incelenmesi için konun incelenen tarafa kaydırarak modifiye etmek mümkündür (Whaites ve Drage 2002).

Mandibula 45° Okluzal (Standart Okluzal) Radyografi: Bu yöntemle elde edilen okluzal radyografiler alt çene ön dişlerin ve mandibulanın ön kısmının incelenmesine olanak sağlar. Hastanın okluzal düzlemi horizontal ve yere paralel hale getirilir. Filmin hassas yüzeyi alt çene dişlerin okuzal yüzeylerine bakacak şekilde yerleştirilir ve nazikçe ısırılır. Kon çene ucunun altından merkezi ışın filmle 45° açı yapacak şekilde ışınlanarak radyografi elde edilir. Bu yöntem geniş çaplı açığortay tekniğiyle elde edilen periapikal görüntüleme yöntemine benzerdir (Whaites ve Drage 2002).

Mandibula Oblik Okluzal Radyografi: Mandibula oblik okluzal radyografi yöntemi submandibular tükürük bezinin görüntülenmesinde, alt gömülü yirmi yaş dişlerin bukkal-lingual konumlarının görüntülenmesinde kullanılır. Ancak X ışınlarının oblik olarak verilmesinden dolayı tüm anatomik yapılar distorsiyona uğrar. Hasta incelenmek istenen tarafın karşı tarafına doğru başını hafifçe yatırır ve çenesini öne alır. Filmin hassas yüzeyi alt çene dişlerin okluzal yüzeyine bakacak şekilde ve incelenen tarafa daha yakın uzun aksı antero-posterior konumda yerleştirilip, nazikçe ısırılır. Kon, mandibulanın köşesinden merkezi ışın mandibular kemiğin lingual yüzeyine paralel olacak şekilde ışınlanarak radyografi elde edilir (Whaites ve Drage 2002).

1.1.2 Ağız Dışı Görüntüleme Yöntemleri

Ağız içi görüntülemelerde radyograflar her ne kadar detaylı görüntü sunsalar da kısıtlı bir alanı göstermelerinden dolayı büyük lezyonların veya birden fazla görüntülenmek istenen yapıları göstermede yetersiz kalırlar. Bu nedenle geniş lezyonları incelemelerde ağız dışı (ekstraoral) radyografiden yararlanılmaktadır (Harorlı ve ark 2014). Bu tarz görüntüleme yönteminde film kaseti (imaj reseptörleri) ve ışın kaynağı ağız dışında bulunur (Lurie 2004).

Ağız dışı görüntüleme yöntemlerinin çoğu panoramik röntgen ve tomografi gibi daha gelişmiş görüntüleme yöntemlerin kullanımı kısıtlı iken sıklıkla tercih edilmekteydiler. Ancak günümüzde, rutinde bazılarının kullanımı çok nadir tercih edilmektedir (Whaites ve Drage 2002). Bu sebeple ağız dışı görüntüleme yöntemlerinden sadece kullanımı nispeten yaygın olanlarından çok kısa bahsedilerek asıl konumuz olan ve yine bir ağız dışı görüntüleme yöntemlerinden biri olan panoramik görüntülemeye geçilecektir.

Mandibula Lateral Oblik Görüntüleme

Günümüzde bu tekniklerin yerine çoğunlukla panoramik radyografi tercih edilmektedir. Panoramik röntgen cihazını bulundurmayan kliniklerde mandibulanın lateral oblik görüntüleme yöntemleri tercih edilebilmektedir. Mandibulanın anatomik yapısından dolayı tek bir lateral oblik radyografda alt çenenin tamamının görüntülenmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle mandibula çeşitli bölgelere ayrılarak her bir segmentin ismini taşıyan oblik görüntüleme yöntemleri bulunmaktadır. Çoğunlukla skrin film ve uyumlu ranforsatörler kullanılır. Fokal spot-film mesafesinin 30-40cm olması tavsiye edilir. İncelenecek bölgeye göre hasta konumlandırılır ve ışının kat ettiği anatomik yapıların kalınlığına göre ekspozür dozu ayarlanır (Harorlı ve ark 2014).

Mandibula Ön Bölge Lateral Oblik Görüntüleme: Bu görüntülemede alt çenenin keser, kanin ve premolar bölgeleri görüntüye girer. Hasta dik pozisyonda otururken vertebraların görüntüye girmesine engel olmak için çenesini öne doğru çıkartır ve kafasını incelenmek istenen tarafa doğru eğimlendirir. Kasetin orta hattı incelenen tarafın kanin dişi hizasına getirilir ve burun, yanak ve çene ucu kasete temas edecek şekilde ayarlanır. Kon karşı taraf mandibula köşesinin altında iken merkezi ışın buradan geçip incelenen tarafın kanin dişinden çıkacak şekilde ışınlanarak radyograf elde edilir (Harorlı ve ark 2014).

Mandibula Arka Bölge Lateral Oblik Görüntüleme: Bu görüntüleme yöntemiyle mandibulanın posterioru ile küçük azı ve büyük azı dişlerin görüntüsü elde edilir. Hasta boyun omurların görüntüyü engellemesini önlemek için çenesini öne alır ve incelenen bölge tarafına başını eğer. Film kaseti ise incelenen tarafta orta hattı aynı taraf birinci büyük azı dişine gelecek şekilde konumlandırılır. Kon ise

merkezi ışının karşı taraftan mandibula köşesinin 2cm kadar önünden ve mandibula kemiğinin 2cm altından incelenecek taraftaki birinci büyük azı dişine doğru gönderilecek şekilde konumlandırılıp ışınlanır ve görüntü elde edilir (Harorlı ve ark 2014).

Mandibula Ramus Bölgesinin Lateral Oblik Görüntülemesi: Bu yöntemle yirmi yaş dişin bulunduğu bölge ile mandibulanın köşesi ve kondilin görüntüsü elde edilir. Film kaseti incelenecek tarafın ramusunun üzerinde ve kondili de içine alacak kadar posterioruna ve mandibula alt kenarına paralel ve 2cm aşağıda kalacak şekilde yerleştirilir. Hastanın başı incelenecek tarafa doğru eğilir. Kon karşı tarafın mandibula tabanının 2cm aşağısından merkezi ışın incelenecek ramusun tam ortasına doğru gönderilecek şekilde ayarlanarak görüntü elde edilir (Lurie 2004).

Kafa Ve Yüz Kemiklerinin Görüntülenmesi

Lateral Sefalometrik Görüntüleme: Sefalometrik görüntüleme özellikle ortodontide rutinde çene yüz büyümelerin değerlendirilmesi ile iskeletsel veya dişsel anomalilerin tespitinde kullanılan bir ağız dışı görüntüleme yöntemidir. Cerrahi ve protez için de tedavi öncesi ve sonrasını değerlendirmek için kullanılmaktadır. Lateral ve postero-anterior olmak üzere iki çeşit sefalometrik radyografi kullanılmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

Sefalometrik radyograflar ortodontide kraniofasial büyüme ve gelişmeyi anlamak için kapsamlı bilgi sunarlar. Tedavi sürecinde alınan radyografların kıyaslanabilir olması için standart alınması gerekmektedir. Merkezi ışının filme dik gelmesini sağlamak için ışın kaynağı ile film mesafesi 60 inç ayarlanmalıdır ve hastanın başını sabitleyip hep aynı pozisyonda filmlerin çekilmesini sağlayan standardizasyon materyallerin bulunması gerekmektedir (Ahlin 2003).

Lateral sefalometrik görüntülemelerde film hastanın sagittal düzlemine paralel olmalıdır. Merkezi ışın hastanın midsagittal düzlemine ve film kaynağına dik olarak gönderilmeli ve hastanın dış kulak yolunu ortalamalıdır (Lurie 2004).

Bu görüntüleme yöntemi için çoğunlukla özel görüntüleme cihazları kullanılmaktadır, bazı panoramik cihazların içerisinde de sefalometrik röntgenlerin alınabileceği özellikler bulunmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

Postero-anterior sefelometrik görüntüleme ayrı bir başlık altında anlatılmıştır.

Postero-Anterior (PA) Sefalomertik Görüntüleme: Bu görüntüleme yöntemi fasial asimetrielerin değerlendirilmesi, mandibulayı da içeren ortognatik cerrahi öncesi ve sonrasını karşılatırılması için tercih edilmektedir (Whaites ve Drage 2002). Bu görüntüleme yöntemiyle frontal sinüsler, ethmoid sinüsler, orbitalar, başın mediolateral boyutundaki farklılıklar ve asimetrieler değerlendirilebilmektedir (Harorlı ve ark 2014).

Radyografi elde edilirken film kaseti hastanın önünde, sagittal düzleme dik koronal düzleme paralel yer almaktadır. Hasta başı horizontal düzlemle 10° açı yapacak şekilde öne eğdirilir ve frankfurt horizontal düzlemi film kasetine dik gelecek şekilde konumlandırılır. Hasta başının arkasında duran ışın kaynağı, merkezi ışın filme dik hastanın sagittal düzlemine paralel ve burun kemerinden geçecek şekilde ortalanarak konumlandırılıp görüntü elde edilir (Tetradis ve Kantor 2009).

Waters Radyografisi: Özellikle maksiller sinüs olmak üzere frontal ve etmoidal sinüslerin değerlendirilmesi için kulak burun boğaz uzmanlarının sıklıkla başvurduğu bir görüntüleme yöntemidir. Diş hekimliğinde ise panoramik radyografi ya da diğer görüntüleme yöntemleriyle saptanan diş ile ilgili enfeksiyonların maksiller sinüsle ilişkili olduğu durumlarda yardımcı bir görüntüleme yöntemidir (Pasler 1993).

Submento-Verteks Görüntüleme: Bu projeksiyonla kafa tabanını, sfenoid sinüsleri ve yüz iskeletini alttan görüntülemek mümkündür. Damak, pterogoid bölge ve kafa tabanını tutan yıkıcı ya da ekspansiv büyüyen lezyonların, sfenoid sinüsün, osteotomi öncesi mandibulanın medio-lateral kalınlığının ve zigomatik ark kırıklarının değerlendirilmesi için kullanılmaktadır (Whaites ve Drage 2002). Bu tür radyograflarla ayrıca kondil başının eğimi ile maksiller sinüslerin dış duvarları da değerlendirilebilmektedir (Harorlı ve ark 2014).

1.2 Panoramik Radyografi (Ortopantomograf)

Panoramik radyografi tüm dişleri, her iki çene kemiğini ve çevre dokuları tek bir düzlem üzerinde gösteren bir görüntüleme yöntemidir (Aktan ve ark 2012). Panoramik radyograflar imaj tabakası (focal trough) içerisine giren maksillofasial

yapıların ilişkilerini gösterirler. Ayrıca alveolar kanal ya da maksiller sinüs gibi anatomik oluşumların alveolar yapıyla ilişkisi hakkında bilgi verirler (Nikneshan ve ark 2013).

Panoramik radyografi tekniğine en yakın ilk fikir her ne kadar 1904 yılında Bouchacourt tarafından bulunup bildirilmiş olsa da bu yöntemle ilgili ilk çalışmalar 1933 yılında Japonya'da yapılmıştır. Ancak tekniğin pratikte uygulamaya geçmesi 1949 yılını bulmuştur. Finlandiyalı Paatero yöntemi pratiğe geçiren ilk kişi ve yöntemin öncüsü olmuştur. Günümüzde de hala kullanılmakta olan üç rotasyon merkezli panoramik röntgen cihazı Helsinki Üniversitesi'nde 1957 yılında üretilmiştir (Harorlı ve ark 2014, Canger ve Çelenk 2016).

Panoramik radyografi genellikle diş hekimliğinin her bir bilim dalında kullanım yeri bulunan bir görüntüleme yöntemidir (Harorlı ve ark 2014). Başlıca şu durumlarda hekimler tarafından panoramik görüntü tercih edilir:

- Panoramik radyograflar genellikle çene kemiklerinin ve dişlerin öncül değerlendirmelerinde kullanılırlar sonra gerekli ek görüntüleme yöntemleriyle desteklenirler (de Oliveira Capote ve ark 2015),
- Gömülü dişleri değerlendirilmesi (Iannucci ve Howerton 2016),
- Dişlerin sürme paternlerinin, büyüme ve gelişimin değerlendirilmesi (Iannucci ve Howerton 2016),
- Çene ve yüz bölgesine gelen travmaların değerlendirilmesi (Iannucci ve Howerton 2016),
- Çenelerdeki kist, tümör gibi hastalıkların görüntülenmesi ve takibi (Harorlı ve ark 2014),
- Geniş lezyonların görüntülenmesi ve değerlendirilmesi (Iannucci ve Howerton 2016),
- Ortodontik tedavi öncesi çenelerin değerlendirmesi (de Oliveira Capote ve ark 2015),

- Gelişimsel anomallilerin değerlendirilmesi (de Oliveira Capote ve ark 2015).

Bu tür kullanım endikasyonlarının yanında panoramik radyografinin yetersiz kaldığı bazı durumlar vardır; detaylı ve keskin sınırların görüntüsü gerekli olan çürük lezyonların, alveolar krestlerin, kök kanal dolgusunun, periodontal hastalık ve kök ucu lezyonların değerlendirilmesinde kullanılmazlar yani yetersiz kalırlar (de Oliveira Capote ve ark 2015).

1.2.1 İmaj Tabakası (Focal Trough)

İmaj tabakası ya da diğer adıyla focal trough, panoramik görüntüde anatomik yapıların keskin sınırlarla izlenmesini sağlayan üç boyutlu kavisli zona verilen isimdir. Panoramik görüntüde gözlemlenen yapılar birincil olarak imaj tabakası içerisindeki anatomik yapılar veya objelerdir. İmaj tabakası dışında bulunan objeler ise çok fazla magnifiye olmuş, bulanık ve bazen de fark edilemeyecek kadar distorsiyona uğramış haldedirler. İmaj tabakasının şekli kullanılan cihazın markasına göre değişiklik göstermektedir (Lurie 2004). Dönme merkezi dişlere ne kadar yakın olursa imaj tabakası o kadar dar olur. Birçok panoramik röntgen cihazında ön dişlerin olduğu bölgedeki imaj tabakası dar, arka dişlerin olduğu bölgelerdeki imaj tabakası ise geniştir. Her marka panoramik röntgen cihazında ortalama bir çeneye göre tasarlanmış imaj tabakası bulunmaktadır, bu nedenle dişlerin ve çenelerin imaj tabakası içerisine girdiğinden emin olmak için her cihazda hastayı doğru konumlandırma adına önerilen talimatlara uyulmalıdır (Iannucci ve Howerton 2016).

1.2.2 Hastanın Hazırlanması ve Konumlandırılması

Panoramik röntgen çekerken hastanın doğru konumlandırılması teşhis değeri iyi bir radyografi elde etmek için çok önemlidir (Pasler 1993). Doğru konumlandırma aslında cihazdan cihaza farklılık göstermektedir, ancak bazı önemli gereklilikler her cihaz için geçerlidir (Whaites ve Drage 2002). Bunlar:

- Çekimden önce hastadan mutlaka baş, boyun ve yüz bölgesinde bulunan küpe, kolye, toka ve hareketli protez gibi metal eşyaların uzaklaştırılması istenmelidir (Whaites ve Drage 2002, Lurie 2004),

- Hastaya panoramik cihazı tanıtır, dönme hareketinin gösterilmesi ve açıklanılması hasta uyumu açısından akıllıca bir davranış olabilir (Lurie 2004),

- Görüntüyü çekecek olan teknisyenin ya da hekimin ellerini yıkması, eldiven ve maske kullanması tavsiye edilmektedir (Pasler 1993),

- Hastaya boyun bölgesinin aşağısından itibaren başlayan kurşun önlük giydirilir. Önlüğün hem ön hem de arka tarafında kurşunun olması tavsiye edilir. Boyun bölgesine tiroid koruyucu kullanmak kurşunun görüntüye süperpoze olmasından dolayı önerilmez (Iannucci ve Howerton 2016),

- Hastanın alt çenesinin üzerine yerleştirildiği destek tabla ve ısırma bloğu yardımıyla başın ön-arka konumu kontrol edilir bu ısırma bloğundaki keser dişlerin yerleştiği oluktan ya da çentikten ısırtılarak yapılır (Harorlı ve ark 2014). Keser dişlerin çentdiği ısırması sırasında hasta alt çenesini öne getireceği için sağa ya da sola kaydırarak getirmediğine emin olunmalıdır (Lurie 2004). Isırma çubuğu ile ön dişler vertikal olarak baş başa bir konum alacağından ve keser dişler focal trough içerisinde olacağından bu dişlerin net ve detaylı görüntüsünün alınması mümkündür. Ancak ortodontik açıdan kapanış bozukluğu olan örneğin iskeletsel sınıf III hastalarında hasta çentikten ısırması için alt çenesini geriye almaya çalışırken başını istemsiz olarak öne doğru eğecektir. Bu gibi hastalarda ön dişlerin normal görüntüsünü elde etmek bir kenara bırakılmalı (çentikten ısırması göz ardı edilip) ve diğer alanların iyi görünmesi sağlanmalıdır (Pasler ve Visser 2011),

- Röntgenin hasta otururken ya da ayaktaiken çekiliyor olması fark etmez hasta mümkün olduğunca geriye doğru dik durmalıdır. Böylelikle omurların da düz durması sağlanarak boyun omurlarının süper pozisyonu engellenir (Iannucci ve Howerton 2016),

- Hastanın sagittal düzlemi cihazın ortasında yer almalı ve horizontal düzleme dik olmalıdır. Bunun için de hasta ısırma bloğunu tam orta hattından ısırmalıdır (Harorlı ve ark 2014),

- Hastanın frankfurt horizontal düzlemi yere paralel olmalıdır. Bunu bazı cihazlarda bulunan rehber ışıklarla ayarlamak mümkündür (Whaites ve Drage 2002),

- Hasta dilini damağına yapıştırılmalıdır. Işınlama süresi boyunca hareket etmemelidir (yaklaşık 18 sn kadar) 70-100kV ve 2-12 mA aralığında ışınlama tercih edilmelidir (Whaites ve Drage 2002). Tabi hastanın yaş, cinsiyet, kemik yapısı, kas yapısı, ten rengi gibi faktörler dikkate alınarak üretici firmanın önerdiği kV ve mA ayarlanmalıdır (Lurie 2004).

1.2.3 Panoramik Görüntülemenin Avantajları

Panoramik radyografinin sağladığı başlıca avantajlar şaınlardır:

- Çeneler, yüz kemikleri ve dişleri geniş bir alanda gösterirler (Lurie 2004),
- Hastaya düşük oranda radyasyon dozu verirler: Uzun kon ve E+ filmler kullanılarak alınan tüm çene görüntülerinden on kat, yine uzun kon ve E+ filmler kullanılarak alınan 4 adet bitewing görüntülemeden dört kat daha az radyasyon verirler (de Oliveira Capote ve ark 2015),
- Çenelerin ve diğer anatomik yapıların sağ ve sol kıyaslaması ve değerlendirilmesi kolayca yapılabilir (Brooks 2003),
- TME' nin kemik yapılarının primer değerlendirilmesi için mükemmel bir görüntüleme yöntemidir (Brooks 2003),
- Hastalar açısından kolay bir görüntüleme yöntemidir,
- Ağız açmada sıkıntı yaşayan hastalardan da bu sayede röntgen alınabilmektedir,
- Görüntü oluşturması; hastanın konumlandırılması, doz ayarlaması dahil çok kısa bir zaman almaktadır (3-4 dk),
- Panoramik filmlerin anlaşılabilir olmasından dolayı hasta eğitimi ve vaka sunumu için yararlı bir görüntüleme yöntemidir (Lurie 2004).

1.2.4 Panoramik Görüntülemenin Dezavantajları

Panoramik görüntüler çeneleri ilgilendiren geniş çaplı lezyonların değerlendirilmesinde en kullanışlı direk radyografi tekniğidir. Travma sonrası

değerlendirme, yirmi yaş dişlerin lokalizasyonu, bilinen veya şüphelenilen büyük lezyonların tespiti veya incelenmesi, özellikle karışık dişlenme döneminde dişlerin gelişiminin değerlendirilmesi, dişsiz hastalarda artık diş veya köklerin tespiti ve gelişimsel anomalilerin değerlendirilmesinde oldukça kullanışlıdır (Lurie 2004). Sunduğu bu kolaylık ve avantajların yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar;

- Anatomik yapıların süperpozisyonuna, görüntüdeki hafif derecede distorsiyona ve magnifikasyona bağlı olarak bazı yapıların görüntü netliği ve çözünürlüğü düşüktür (de Oliveira Capote ve ark 2015).
- Özellikle alt çene ön bölge olmak üzere boyun omurlarının süperpozisyonuna bağlı olarak bu alanlarda dişler net gözlenemez (Harorlı ve ark 2014).
- İmaj tabakası (focal trough) dışında kalan incelenmek istenen alanlar görüntüye girmez (de Oliveira Capote ve ark 2015).
- Periapikal röntgenler kadar detaylı bilgi vermediklerinden özellikle başlangıç halindeki çürüklerin, marginal periodonsiyum yapılarının değerlendirilmesi ve periapikal lezyonlarının teşhisinde yetersizlerdir (Lurie 2004).
- Artefaktlar çok yaygın gözlenir ve yanlış yorumlamalara neden olabilir(de Oliveira Capote ve ark 2015).

1.2.5 Panoramik Röntgen Cihazlarının Çalışma Prensibi

Ayrı üretici firmaların ürettiği panoramik röntgen cihazları birbirinden hafif derecede farklılıklar gösterirler ancak ortak komponentler içermektedirler. Panoramik röntgen cihazları X ışını tüpü, hasta başı konumlandırıcısı ve kontrol paneli olmak üzere üç adet ana parçadan oluşmaktadır. Panoramik röntgen cihazının sahip olduğu X ışını tüpü ağız içi röntgenlerde kullanılan X ışını tüpüne benzerdir. Her ikisinde de elektron kaynağı için filament ve X ışını oluşturmak için bir target vardır. Ancak panoramik röntgen cihazlarındaki X ışını tüpünde kullanılan kolimatör, intraoral röntgen cihazlarından farklıdır. İntraoral röntgen cihazlarındaki kolimatör, ortasında yuvarlak ya da dikdörtgen biçimli açıklık bulunan kurşun plaka iken panoramik röntgen cihazlarındaki, dar vertikal bir yarıklık bulunduran kurşun plakadır. X ışınları

bu yarık (kolimatör) aracılığıyla tüpten çıkar ve hastadan geçip kaset koruyucusundaki yine benzer bir yarıktan reseptöre ulaşır (Iannucci ve Howerton 2016).

Panoramik röntgen cihazları esasen tomografi prensibine göre çalışırlar ve bu nedenle elde edilen radyograf tek bir tomografi kesiti görüntüsü gibidir (Subbulakshmi ve ark 2016). Panoramik röntgenlerde parabolik şekildedeki çenelerin görüntüsü iki boyutlu dar bir detektör üzerinde, detektör(film kaseti de olabilir) ve dar X ışını demetinin (ışın kaynağı tüpün) hasta başının etrafında eş zamanlı ve ters yönde rotasyonuna bağlı oluşur (Schulze ve ark 2000). Üretici firmaya bağlı olarak dönme merkezi sayıları ve lokasyonları farklılık göstermektedir (Iannucci ve Howerton 2016).

Dönme (rotasyon) Merkezi Tek Adet Olan Panoramik Cihazlar: Düz olmayan yani kavise sahip olan objelerin tomografisi prensibine dayalı çalışırlar. İmaj tabakasını bulandıran film kaseti çenenin kavis şekline uygundur. Bu tarz cihazlarda X ışını kaynağı sabittir, obje ve film kaseti ters yönde ancak sabit hızda ışın kaynağı etrafında rotasyon yaparlar (Harorlı ve ark 2014).

Dönme Merkezi İki Adet Olan Panoramik Cihazlar: Yine bu tarz cihazlar düz olmayan objelerin tomografisi prensibine göre çalışırlar. Bu cihazlarda biri sağ molar dişler diğeri sol molar dişler bölgesinde olmak üzere iki dönme merkezi vardır. Tek dönme merkezli cihazlara nazaran buradaki film kaseti kavisli değil düzdür. Görüntü oluşurken ilk aşamada hasta sabit bir şekilde oturmaktadır. Birinci rotasyon merkezinden ışın kaynağı ve film rotasyonla sağ tarafının görüntüsünü alır ve orta hatta geldiğinde ışın kaynağı otomatik kapanır. Bu aşamada hasta oturduğu koltukla birlikte otomatik olarak ikinci dönme merkezi tarafına kayar ve ışın kaynağı da sol tarafa kayarak tekrar ışınlama yapar ve kasetle birlikte rotasyonlarını tamamlayıp sol tarafın görüntüsünü oluştururlar. Bu cihazlardaki en önemli handikap ışınlama bir süre durduğu için filmin orta hattında görüntüsüz boş bir bölge oluşmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

Dönme Merkezi Üç Adet Olan Panoramik Cihazlar: Ortopantomograph da denilen bu cihazlarda yine çene kavsine uygun film kaseti kullanılmaktadır. Dönme merkezlerinin ikisi sağ ve sol, üçüncüsü ön bölgededir. Işınlama süresi boyunca

cihaz, bölgelere göre dönme merkezlerini otomatik olarak değiştirerek görüntüyü diğer cihazlara nazaran daha iyi oluşturur. Işın kaynağı ve film eş zamanlı ters yönde rotasyon yaparken, film aynı zamanda kendi etrafında da rotasyon yapmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

Sürekli Hareket Eden Dönme Merkezli Panoramik Cihazlar: Son zamanlarda kullanılmakta olan cihazların çoğu çok adet dönme merkezine sahip cihazlardır. Bu cihazlarda ışın kaynağı tüpün ve detektörün hasta etrafında dönmesiyle dönme merkezi sürekli değişmektedir. Bu değişim ise imaj tabakasının şeklinin dış arkına uyumlu olmasını sağlar (Iannucci ve Howerton 2016). Merkezi ışın hareket boyunca çenelere olabildiğince dik gelmektedir(Kara 2010). Bu durumda çenelerdeki kalıtsal ya da yaşa bağlı farklılıklara rağmen distorsiyon ve magnifikasyonun en aza inmesine yardımcı olur (Harorlı ve ark 2014).

1.2.6 Panoramik Görüntüleme Magnifikasyon Katsayısı

Magnifikasyon: Büyüme katsayısı da denen magnifikasyon bir objenin radyograf üzerinde iki boyutta da gerçek boyutundan daha geniş olmasıdır (Kara 2010). Filme ya da sensöre gönderilen X ışını demetindeki fotonların yayılma yolları oluşan görüntünün magnifiye olmasına neden olur. Görüntülerdeki magnifikasyon, ışın kaynağı-film ile obje-film mesafesine bağlı gelişir. Eğer Işın kaynağı-film mesafesi olabildiğinde arttırılır, obje-film mesafesi mümkün olduğunca azaltılırsa görüntüdeki büyüme en az düzeye gelir (İçöz 2016).

Panoramik görüntüler ideal pozisyon ve ışınlama ile alınsalar bile nesnelerin gerçek boyutlarının %15-%25 arasında magnifikasyon gösterirler. Bu magnifikasyon hastaların çenelerinin boyut ve şekil varyasyonlarından etkilenebilir ve hatta çenelerin farklı bölgelerinde bile farklı magnifikasyon ve distorsiyon gözlenebilir. Panoramik görüntüde magnifikasyon, kanin ve premolar diş bölgelerinde en fazla iken yirmi yaş diş bölgelerinde en azdır (Devlin ve Yuan 2013).

1.2.7 Panoramik Görüntüleme Hataları

Doğru şekilde konumlandırılmış normal kemik yapısı bulunan bir hastadan alınan panoramik radyografda, genellikle mandibular ramuslar ve kondiller simetrik görülmektedir ve dental segmentler maksiller arkın hafif aşağıya doğru dış

bükeyliğıyle imaj tabakası içerisinde. Hastanın konumlandırılmasında ısırma bloğunun doğru yerden ısırtılması sağlanmalı ve orta hattı gösteren yapılar ile mandibular ön dişlerin apeksleri tamamıyla imaj tabakası içerisinde olmalıdır. Çekim sırasında hastanın dilinin damağa doğru konumlandırmasının sağlanmasıyla maksiller dişlerin kökleri iyi bir şekilde görülebilir (Farman 2007).

Teşhis kalitesi yetersiz olan radyograflar panoramik görüntülemenin değerini düşürmektedir. Bu durum ise radyograflarda yanlış yorumlamalara sebebiyet vererek yanlış teşhislere ve yanlış tedavi planlamalara neden olabilmektedir (Dhillon ve ark 2012).

Diagnostik açıdan tamamen yetersiz olan radyograflar ilave görüntüleme yöntemlerin kullanılmasına veya film tekrarlarına neden olur. Bu tekrar çekimler belli bir oranda (milyonda 0,21-1,9 vaka) kanserle ilişkili riskler taşır (Dhillon ve ark 2012).

Panoramik röntgenlerdeki kalite yetersizliği panoramik görüntülemenin doğasında olan bir yetersizlikten ziyade röntgen alımı sırasında hasta pozisyonlandırılması, ışınlanma sırasında ya da geleneksel radyografide banyo gibi aşamalarda operatör tarafından yapılan hatalardan kaynaklanmaktadır (Newadkar ve ark 2016, Subbulakshmi ve ark 2016).

Geleneksel radyografinin oluşturulması sürecinde gerçekleşen hatalar son zamanlarda diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşan dijital panoramik görüntüleme ile ortadan kalkmıştır (Dhillon ve ark 2012).

En yaygın gözlenen on konumlandırma hatası şunlardır:

- Başın öne doğru konumlandırılması,
- Başın arkaya doğru konumlandırılması,
- Başın arkaya doğru eğilmesi,
- Başın öne doğru eğilmesi,
- Başın sağa veya sola dönmesi,

- Başın sağa veya sola eğilmesi,
- Dilin damağa doğru konumlandırılmaması,
- Alt ön bölgeye boyun omurlarının süperpozisyonu,
- Hayalet görüntüler (ghost images),
- Hastanın hareket etmesi (Subbulakshmi ve ark 2016).

Görüntü hatalarından kaynaklı hayalet görüntüler ya da süperpozisyonlar önemli patolojileri maskeleyebilmektedirler, bu nedenle hatasız radyograflar elde etmek çok önemlidir. Yapıların hayalet görüntülerine bağlı olarak panoramik röntgenlerdeki horizontal magnifikasyonlar sabit değildir çeşitlilik göstermektedir. Bu nedenle başın konumlandırılmasında yapılan hatalar vertikal ve horizontal magnifikasyonları farklı etkilemekte ve yapıların şeklinin bozuk olarak görünmesine neden olmaktadır (Rushton ve Horner 1996).

Yeterli teşhis kalitesine ulaşmış radyograflar elde etmek için hastanın iyi bir şekilde hazırlanması ve hasta başının imaj tabakası içerisine çok dikkatli bir şekilde konumlandırılması gerekmektedir (Subbulakshmi ve ark 2016). İyi bir panoramik görüntü hem maliyeti hem zaman kaybını hem de film tekrarlarını azaltarak hastanın aldığı radyasyon dozunu azaltır (Farman 2007).

Yaygın gözlenen panoramik hataları ve bu hataların neden olduğu görüntü bozukluklarını teker teker incelemek gerekirse;

Başın Öne Doğru Konumlandırılması: Dental arklar imaj tabakasının daha önünde konumlandığından anterior dişler horizontal olarak daralmış şekilde ve bulanık görünürler (Pasler ve Visser 2011).

Başın Arkaya Doğru Konumlandırılması: Çeneler imaj tabakasının daha gerisinde konumlanmışlardır. Diş arkları imaj tabakasının dışında kaldıklarından özellikle alt anterior dişler horizontal yönde genişlemiş bulanık bir görüntü şeklinde görülürler (Langland ve Langlais 2002).

Başın Arkaya Doğru Eğilmesi: Böyle bir hatalı konumlandırmada hastanın okluzal planı düzleşir ya da ters yönde eğimli görülür. Üst çene ön dişlerin apeksleri focus dışına çıkar. Kondiller arası mesafe artacağından kondiller görüntüye hiç girmeyebilirler (Langland ve Langlais 2002). Üst çene dişlerin kök ucu bölgesine nazal kavite tabanı ve sert damak süperpoze olur. Üst çene ön dişlerin kökleri genişlemiş görünür (Pasler ve Visser 2011).

Başın Öne Doğru Eğilmesi: Baş öne doğru eğimli konumlandığında okluzal düzlem aşırı kurvatürlü görünür. Alt çene ön dişler fokalden dışarı çıkarlar ve alt ön bölgeye hiyoid kemiği süperpoze olur. Kondillerin üst bölgesi görüntüye girmeyebilir ve kondiller arası mesafe daralmıştır (Passler ve Vesser 2011).

Başın Sağ veya Sola Doğru Dönmesi: Bu tarz bir konumlandırma hatasında dişlerde ve ramusta eşit olmayan büyüme gözlenmektedir (Newadkar ve ark 2016). Başın döndüğü taraftaki çene bölgeleri imaj tabakasından uzaklaşacak diğer taraf imaj tabakasına daha yakın olacaktır. Dolayısıyla imaj tabakasından uzaklaşan taraftaki diş, ramus ve kondil bölgelerinde büyüme gözlenir (Lurie 2004). Dişlerin kontak noktalarda çok sayıda üst üste binme etkisi ve bulanıklaşma da gözlenir (Newadkar ve ark 2016).

Başın Sağa veya Sola Doğru Eğilmesi: Böyle bir konumlandırma hatasında kondil başları aynı hizada değil biri daha yukarıda gözlenir. Mandibulanın alt sınırı eğimli görünür, nazal yapılar distorsiyona uğrar (Dhillon ve ark 2012).

Dilin Damağa Doğru Konumlandırılmaması: Dil ağız tabanına doğru konumlandırıldığında sert damak ile dilin dorsumu arasında hava boşluğu oluşur. Bu boşluk maksiller dişlerin ve bu bölgedeki alveol kemiğin daha fazla X ışınına maruz kalmasına neden olur (Rushton ve Horner 1996). Bu da görüntüde maksiller dişlerin köklerinin ucundan mandibula köşesine kadar radyolusent bir hat şeklinde görülür (Harorlı ve ark 2014).

Hayalet Görüntüler (Ghost Images): X ışını tüpüne daha yakın objeler imaj tabakası dışında olduklarından görüntüde son derece büyümüş ve distorsiyona uğramış şekilde gözlenebilirler. Bunlara hayalet görüntüler adı verilir(Harorlı 2014).

Omurga ve mandibulanın hayalet görüntüleri röntgenin teşhis kalitesini önemli oranda düşürürler (Rushton ve Horner 1996).

Hastanın Hareket Etmesi: Işınlama sırasında hastanın hareket etmesi sonucu görüntüde bazı yerler bulanık görünür. Mandibulanın alt sınırında basamaksal defektler gözlenir (Dhillon ve ark 2012).

1.3 Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme

İlk dijital görüntüleme sistemi 1984 yılında üretilmiş ve Amerika'da 1989 yılında literatüre girmiştir. O zamandan bu yana dental röntgen cihazlarını üreten firmalar tarafından çok sayıda dijital görüntüleme sistemleri geliştirilmiştir (Parks ve Williamson 2002).

Dijital ya da elektronik görüntüleme sisteminde sensörler kullanılarak radyolojik bir imaj elde edilir. Daha sonra bu imaj elektronik olarak parçalara ayrılır ve bilgisayarda görüntüye dönüşür. Aynı zamanda bilgisayarda depolanması da sağlanır (Evlice ve Öztunç 2013).

Konvansiyonel film bazlı görüntüler, filmin üzerindeki emisyonun X ışını ile etkileşime girmesi sonucu latent bir imaj oluşması ve bu latent imajın görünür hale gelmesi sürecindeki kimyasal işlemdir. Böylelikle filmler görüntünün oluşmasını, kaydetmesini ve saklamasını sağlar. Bu görüntülere analog görüntüleme adı verilir. Analog görüntüler siyah ve beyaz rengin uçları arasında gri tonlarla karakterize görüntüler verir. Gri tonların her birinde, belirli bir bölgedeki görüntüden geçebilen ışık miktarı ile ilgili optik yoğunluk (karanlık) bulunur (Parks ve Williamson 2002).

Konvansiyonel filmler dijital filmlerden daha fazla çözünürlüğe sahiplerdir ancak film nispeten daha etkisiz bir radyasyon detektörü olduğundan dijital sensörlerden daha fazla radyasyon dozuna ihtiyaç duymaktadır (Parks ve Williamson 2002). Dolayısıyla dijital görüntüleme ışınlama süresi de %50 ile %80 arasında azalmaktadır (Evlice ve Öztunç 2013).

Dijital görüntüleme karanlık oda film banyosu gibi aşamalar ortadan kalktığından çalışma süresi önemli derecede azalmıştır. Ayrıca banyo solüsyonlarından kaynaklanan kimyasal atık problemi de ortadan kalkmaktadır.

Dijital görüntüler üzerinde hekim ölçüm yapma, görüntüyü büyütme, görüntüyü küçültme, rengini değiştirme gibi birçok uygulamayı kullanabilmektedir (Evlice ve Öztunç 2013).

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte diş hekimliğinde geleneksel röntgenler yerini daha hızlı ve kullanım kolaylığı olan dijital görüntülemeye bırakmaktadırlar (Evlice ve Öztunç 2013).

Dijital görüntülemenin zayıf ve güçlü yönlerini anlamak için radyografik görüntüleme zincirindeki halkaların hangilerinin değişip hangilerinin aynı kalacağını bilmememiz gerekmektedir. Zincirin değişikliğinin büyük kısmını dijital sensörlerin varlığı ve gelişimi almıştır (Ludlow ve Mol 2004).

1.3.1 Dijital Sensörler

CCD(Charged Coupled Device): Ağız içi görüntülemeye ilk uyarlanan dijital sensördür. 1987 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem görüntü kaydı için ince silikon bir levha kullanır. Silikon kristal fotoğraf pikselleri matrisinde oluşturulmuştur. Işınlandığında silikon atomları arasındaki kovalent bağlar kırılır ve elektron-hole çiftleri üretir. Oluşan elektron-hole çiftlerinin sayısı ışın almanın çokluğu ile orantılıdır. Daha sonra elektronlar 'şarj paketi' oluşturdukları cihazda en pozitif potansiyelde doğru çekilirler. Her paket bir piksele karşılık gelir. Matrisdeki her bir pikselin oluşturduğu şarj deseni latent imaja karşılık gelmektedir. Bu işlemin sonuna gelindiğinde bir okuma amplifikatörüne aktarılır ve bilgisayarda bulunan ya da bilgisayara bağlı olan analogtan dijital çeviriciye voltaj olarak aktarılır. Her bir pikselden gelen voltaj örneklenir ve gri seviyeyi ifade eden bir sayısal değer atanır (Ludlow ve Mol 2004).

CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor): Bu sistem tipik tüketici sınıfı kameraların temelini oluşturmaktadır. Detektörler silikon tabanlı yarı iletkenlerdir ancak CCD'lerden piksel yüklerinin okunma şekline göre farklılık gösterirler. Her bir piksel komşu piksellerden izoledir ve direkt olarak transistöre bağlıdır. Aynı CCD'ler gibi absorbe edilen X ışını miktarına göre orantılı elektron-hole çiftleri üretilir. Bu şarj transistöre küçük bir voltaj olarak aktarılır. Her

transistördeki voltaj ayrı ayrı ele alınabilir, okuyucu tarafından okunur, depolanır ve gri değerler olarak görüntülenir (Ludlow ve Mol 2004).

PSP(Photostimulable Phosphor): Bu sistemler ayrıca indirekt dijital görüntüleme tekniği olarak da adlandırılır. Görüntü bir fosfor plakta analog bilgi olarak yakalanır ve sonra plak işlenerek dijital sisteme dönüştürülür. Fosfor plaklar X ışınlarını depolayan ve enerjiye dönüştüren bir kristal halid emisyonu ile kaplanmış polyester tabandan oluşur (Parks ve Williamson 2002). Bu plakların emüsyonunda ışıkla uyarılabilen baryum florobromid kristalleri, aktivatör olarak da europium kullanılmıştır (Harorlı ve ark 2014). Işınlanmış fosfor plaktaki kristallerde depolanan enerji, fosfor plak bir helyum-neon lazer ile tarandığında mavi floresan ışığı yayar. Yayılan bu ışık bir foto çoğaltıcı tarafından yakalanır yoğunlaştırılır ve daha sonra da dijital verilere dönüştürülür (Parks ve Williamson 2002).

1.3.2 Dijital Panoramik Görüntüleme

Direkt ya da indirekt dijital görüntüleme sistemleri kullanılarak ağız dışı görüntülemeler elde etmek de mümkündür. Piyasada CCD veya PSP sistemleri kullanan çok sayıda panoramik cihaz bulunmaktadır. Konvansiyonel ve dijital panoramikler uygulama yöntemleri açısından benzerlerdir. Fakat reseptörleri, görüntü oluşturma süreçleri ve görüntüyü depolama alanları oldukça farklıdır (Parks ve Williamson 2002).

Dijital Panoramik Röntgenlerde Magnifikasyon

Panoramik röntgenlerde gözlenen farklı büyütme nedeniyle bir bölgenin büyüme katsayısını ölçmek için önceden gerçek boyutu bilinen nesnelerin görüntülerinin alınması gerekmektedir. Konvansiyonel panoramiklerde gerçek ölçüsü bilinen bir implantın görüntüsü kayarak kullanılan bir kumpas yardımıyla kolayca ölçülebilir. Dijital panoramik radyografide ise büyütme, ekranda 1:1 imaj görselleştirmesine ve yazılım tabanlı ölçme araçlarının kullanılmasına izin veren bir referans top, kalibrasyon yöntemi ile ayarlanabilir ve ölçümler bu kalibrasyona uygun yapılabilir (Vazquez ve ark 2011).

Direkt dijital panoramik röntgen cihazları, konvansiyonel panoramik röntgen cihazlarından önemli derecede farklı olmadıkları için magnifikasyon katsayıları derecesi projeksiyon geometrisine bağlı olarak benzerdir (Vazquez ve ark 2011).

1.4 İleri Görüntüleme Yöntemleri

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte çok sayıda ileri görüntüleme yöntemi tıp alanında teşhis ve tedavi amaçlı kullanılmaya başlamıştır. Diş hekimliğinde ileri görüntüleme yöntemleri hekime kolaylık sunması açısından kullanılmaktadır (Evlice ve Öztunç 2013).

1.4.1 Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT) çok çeşitli düzlemlerdeki ince doku kesitlerinin görüntülenmesine izin veren bir görüntüleme yöntemidir (Brooks 2003). BT taraması sırasında, hasta bir masanın üzerinde uzanırken X ışını kaynağı ve dedektör vücudun görüntülenmek istenen bölgesi çevresinde hareket eder. İleri teknolojiye sahip BT tarayıcıları, daha sonra yeniden yapılandırılan X ışını verilerini üretmek için portalın spiral hareketini kullanırlar. Hekim inceleyeceği anatomik bölgeyi ve kesit kalınlığını kVp ve mA ayarlarıyla birlikte seçmektedir (Brooks 2003).

Diş hekimliğinde BT; çene ve yüz bölgesinde gözlenen kistlerin, tümörlerin, oroantral fistüllerin, inflamatuvar hastalıkların, kemik kırıklarının ve diğer patolojik durumların süperpozisyonsuz olarak incelenip net bilgiler elde edilmesi için kullanılmaktadır (Evlice ve Öztunç 2013).

Bilgisayarlı tomografinin diş hekimliğinde istenilen bölgeden çok daha geniş alanı taraması ve bunun sonucunda hastaya yüksek dozda radyasyon vermesi, maliyetinin çok yüksek olması, çalışma süresinin (tarama işlemi, görüntü işleme süreci) uzun olması ve dental yapıların detaylı görüntülenmesi için çözünürlüğün yetersiz olması gibi birçok faktöre bağlı olarak kullanımı oldukça sınırlı kalmıştır. İleri yıllarda bilgisayarlı tomografi cihazlarının diş hekimliğine uyarlanmış hali olan ve BT' nin aksine maliyeti daha düşük, daha az yer kaplayan ve daha az radyasyon dozuyla daha iyi çözünürlük sağlayan konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazları geliştirilmiştir (Harorlı ve ark 2014).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi diş hekimliğinde ileri görüntüleme yöntemlerinden biridir. Ancak ayrı bir bölüm başlığıyla detaylı olarak anlatılacaktır.

1.4.2 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI-MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme tıpkı BT gibi organ ve dokuların kesitsel görüntüleme olanağı sağlayan bir yöntemdir. Ancak BT' den en önemli farkı ve avantajı iyonize radyasyon kullanılmamasıdır (Harorlı ve ark 2014). MRG' de iyonize özelliği bulunmayan radyofrekans dalgaları kullanılarak görüntü elde edilmektedir. Hasta 1 ile 4T (T: Tesla) arasında çok güçlü manyetik alanın içerisine alınır. Grntlenmek istenen vücut bölmesi bu manyetik alan içerisindeyken dokulardaki atomların çekirdekleri (zellikle hidrojen atomları) manyetik alana doğru meyiletmektedirler (Evlice ve ztun 2013). Daha sonra kesit alınacak vücut bölgesine radyofrekans verilir ve dokulardaki protonlar bu enerji ile konumlarından farklı sapmalar gösterirler daha sonra radyofrekans kesilir ve protonlar normal konumlarına geri dönmek için enerjilerini geri salarlar (Harorlı ve ark 2014). Dokulardan salınan bu enerji dijitalize edilerek bilgisayar ortamında BT' ye benzer şekilde kesitsel görüntüler elde edilmektedir (Evlice ve ztun 2013).

MRG, mkemmell yumuşak doku çözünürlüğü nedeniyle detaylı anatomik yapıların yüksek kaliteli görüntülerini oluşturabilir. Manyetik rezonans görüntülemenin uygulamaları, kontrast madde kullanmadan kan damar sistemlerini görüntülemesi, beyin aktivitesinin fonksiyonel görüntülemesi, spektroskopisi ve fraksiyonel anizotropiyi içerir (Prager ve ark 2015).

Diş hekimliğinde MRG genellikle maksillofasial hastalıkların özellikle tümörlerin veya TME hastalıklarının teşhisinde kullanılmaktadır (Prager ve ark 2015).

1.4.3 Ultrasonografi (USG)

İyonize radyasyon kullanmadan ses dalgaları kullanılarak gerçek zamanlı görüntü elde edilmesini sağlayan bir tekniktir (Tetradis ve Kantor 2009).

Ses olarak algılanan olgu, hava basıncının kulak zarına karşı periyodik olarak değişmesinin sonucudur. Bu değişikliklerin frekansı 1500 ile 20000 Hz arasında değişir. Ultrasound ise 20 kHz' den daha büyük frekansa sahip ve duyma frekasında

olmayan seslere verilen isimdir. Teşhis amaçlı kullanılan ultrasonografi(sonografi) cihazlarında frekans 1 ile 20MHz arasındadır (Tetradis ve Kantor 2009).

Ultrasonografinin genel prensibi; farklı ses geçirgenliklerine sahip dokulardan penetre olan, yansıyan, geri dönen ses dalgalarının, ilk ses dalgalarının oluşturulduğu piezoelektrik kristal yüzeye tekrar ulaşım bilgisayar ortamında görüntüye dönüştürülmesidir (Evlice ve Öztunç 2013). Ultrasonografinin kullanımının ucuz ve kolay olması, yumuşak doku ayırımının iyi olması, iyonize radyasyon içermediği için hastaya zarar vermemesi gibi avantajları bulunmaktadır (Harorlı 2014). Ancak USG' nin baş ve boyun bölgesinde kısıtlı kullanımının olması, hava içeren dokular ile sert dokuların görüntülenememesi, kilolu hastalarda görüntünün kalitesinin azalması ve görüntülerin yorumlanmasının zorluğu gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

USG genel olarak tendon, kas, damar ve iç organlar gibi vücut yapılarının görüntülenmesi ve değerlendirilmesi için kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise maksillofasial kırıkların, servikal lenfadenopatinin, çeşitli yumuşak doku kitlelerinin, çiğneme, yüz ve boyun kaslarının, temporomandibular eklemin, periapikal lezyonların ve tükürük bezi hastalıklarının görüntülenmesinde ve incelenmesinde kullanılabilir (Çağlayan ve Bayrakdar 2016).

1.5 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

Diş hekimliğinde son yıllarda gelişen teknolojiyle birlikte çene ve yüz bölgesindeki anatomik yapıların üç boyutlu görüntülerini dijital olarak elde etmek mümkün olmuştur (Iannucci ve Howerton 2016). Tıbbi nedenlerle geliştirilmiş olan bilgisayarlı tomografinin (BT) diş hekimliğinde maliyetinin fazla olması, istenilenden çok fazla geniş alanı taraması, dental yapıların incelenmesi için yeterli çözünürlüğe sahip olmaması, yüksek radyasyon dozu içermesi gibi olumsuzluklardan dolayı kullanımı çok kısıtlı kalmıştır (Harorlı ve ark 2014).

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ilk olarak ajiografi amacıyla (Mayo Klinik Biyodinamik Araştırma Merkezi) 1982 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliği ve çene ve yüz cerrahisinde iyi bir görüntüleme aracı olduğu tespit edilince kullanımı giderek artmaya başlamıştır (Luminati ve Tagliafico 2013).

Konik ışını bilgisayarlı tomografi (KIBT) terimi diş hekimliğinde üç boyutlu görüntülemeyi ifade etmeye başlamıştır. KIBT doğru bilgiye hızlı şekilde ulaşması nedeniyle de tercih edilen bir teknolojiye dönüşmüştür (Iannucci ve Howerton 2016). KIBT cihazlarında aynen panoramik röntgen cihazlarına benzer X ışını tüpü sabit anota sahip düşük enerjili iken, BT' de ise yüksek enerjili rotasyonlu anota sahip tüpler kullanılmaktadır. Ve KIBT' de, yelpaze şekline benzer X ışını demeti yerine konik X ışını demeti ile görüntü elde edilmektedir (Harorlı ve ark 2014).

Daha önce de bahsedildiği gibi çene ve yüz bölgesindeki anatomik yapıların özelliğinden kaynaklı iki boyutlu görüntüleme ile bu bölgede inceleme yapmak sınırlı bilgiye sahip olmak demektir (Luminati ve Tagliafico 2013). Yani diş hekimleri çene yüz bölgesindeki patolojileri değerlendirmede, bu patolojilerin önemli anatomik landmarklara olan uzaklığını ölçmede, gömülü dişlerin yerlerinin tam tespitini yapmakta, dişlerin sürme paternlerini ya da çene yüz bölgesindeki herhangi başka bir durumu değerlendirmede iki boyutlu görüntüleme kullandıklarında yetersiz kalabilmektedirler. KIBT ise daha ayrıntılı bilgi vererek bu eksiklikleri ortadan kaldırmaktadır (Iannucci ve Howerton 2016).

KIBT' nin diş hekimliğinin çeşitli klinik ortamlarında kullanımı giderek artmaktadır. Bu durumun oluşmasında implant cerrahisinde planlama ve bilgisayar destekli implant yerleştirme programlarının etkisi oldukça fazladır. Hasta pozisyonu ya da anatomik yapıların süperpozisyonları KIBT görüntülerini etkilememektedir. Bu kullanım için önemli bir avantajdır, ancak artan maliyet ve radyasyon dozu göz önüne alındığında ise kullanımı bir miktar kısıtlanmaktadır (Abdinian ve ark 2017).

1.5.1 Görüntüleme Alanı (FOV) Ve Voksel

Konvansiyonel görüntülemelerde hastanın belirli diş ve çene bölgesine odaklanılarak röntgen elde etmek için periapikal ve bitewing gibi görüntüleme yöntemleri kullanılır. Ancak, KIBT' de hastanın baş çene ve yüz bölgesine ilgilenilen anatomik yapılar için FOV (*Field Of View*) terimi kullanılmaktadır. Tek bir tarama sırasında radyasyon kaynağı ve dijital sensör hastanın etrafında döner ve FOV alanından çok sayıda görüntü oluşturur. İmalatçı firmalar cihazlarında diagnostik amaçlar dahilinde uygun görüntüleme alanı (FOV) için çeşitli boyutlar kullanırlar

(Iannucci ve Howerton 2016). Çeşitlilik gösterse de ihtiyaca uygun olarak 4 boyutta görüntüleme alanı tanımlanmıştır:

- Diş ve alveol (8cm'den küçük görüntüleme alanı),
- Maksilla ve mandibula (8-15cm aralığındaki görüntüleme alanı),
- Çene ve yüz (15-21cm aralığındaki görüntüleme alanı),
- Baş ve boyun (21cm den büyük görüntüleme alanı) (İçöz 2016).

KIBT cihazları geliştikçe FOV boyutu da değişmektedir. İlk üretilen KIBT cihazları tarayıcının kullanışlığını sınırlayan küçük veya büyük tek bir FOV' a sahipti. Genel bir kural olarak büyük FOV daha maliyetli bir tarayıcı gerektirmektedir (Abramovitch ve Rice 2014).

Küçük boyuttaki FOV ile görüntü almak için kullanılan radyasyon dozu daha azdır ve görüntünün çözünürlüğü daha yüksektir (Harorlı ve ark 2014).

Vokseller ise tomografinin görüntü oluşumundaki üç boyutlu belirli en küçük birimine verilen isimdir. KIBT' de voksellerin üç boyuttaki her bir kenarı eş uzunluktadır ki buna da 'izotropik' vokselle denmektedir. Bu izotropik vokseller görüntülerin yeniden yapılandırmasında her bir düzlemdeki doğruluğun yüksek olması anlamına gelir (Kamburoğlu 2017).

1.5.2 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarının Çalışma Prensibi

KIBT tarayıcıları iki boyutlu görüntülerin yeniden biçimlendirilmesine dayalı üç boyutlu rekonstrüksiyonları sağlayabilen sistemlerdir. Tarama, cihazda bulunan tutucularla sabitlenmiş hasta başının etrafında X ışını kaynağı ile dedektörün eş zamanlı ve karşılıklı rotasyon yaptığı tek bir 360°lik dönüş ile sağlanır (Luminati ve Tagliafico 2013). Tarama ve rotasyon sırasında iyonize radyasyonun piramit ya da koni şekilli kaynağı incelenecek bölgenin orta alanından karşı taraftaki alan dedektörüne doğru yönlendirilir. Rotasyon boyunca görüntüleme alanının (FOV) çok sayıda (150den başlayıp 600den fazla) tam ya da parsiyel arkın ardışık düzlemsel projeksiyon görüntüleri alınır. KIBT' deki ekspozür tüm görüntüleme alanını

içerdiğinden portalın tek bir dönüş yapması, görüntünün yeniden yapılandırılması için yeterli olmaktadır (Scarfe ve Farman 2008).

Projeksiyon görüntülerinin sayısı ne kadar fazlaysa o alandaki çözünürlük, görüntüdeki bilgi oranı, yumuşak dokulara ait görüntüler o kadar fazla elde edilir. Tabi ki daha fazla görüntü için daha fazla çalışma süresi ve radyasyon dozu gerekmektedir (Harorlı ve ark 2014).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografide görüntünün oluşumu için gerekli dört bileşen vardır (Scarfe ve Farman 2008):

- Bilginin (datanın) elde edilmesi,
- Görüntünün belirlenmesi,
- Görüntünün yeniden yapılandırılması,
- Görüntünün görselleştirilmesi (Scarfe ve Farman 2008).

Bilginin (Datanın) Elde Edilmesi: Konik ışın tekniği için geometrik konfigürasyon ve edinim mekaniği teorik olarak basittir. Bir x-ışını kaynağından tek bir kısmı veya tam dögüsel tarama yapılırken karşılıklı olarak alan dedektörü hasta başında sabit bir dayanak etrafında eş zamanlı hareket eder ve hastadan geçen zayıflatılmış X ışınlarını yakalar. Tarama sırasında dedektör her bir ardışık ve tek projeksiyon görüntüsünü X ışınlarını yakalayarak gerçekleştirir (Scarfe ve Farman 2008).

Görüntünün Belirlenmesi: Mevcut KIBT cihazları dedektör türüne bağlı olarak iki gruba ayrılır; görüntü yoğunlaştırıcı tüp/ şarj cihaz birleşimi (IIT/CCD) ve düz panel görüntüleyici. IIT / CCD birleşimi bir fiber optik bağlantı yolu vasıtasıyla CCD' ye bağlanmış bir X ışını görüntü yoğunlaştırıcı tüpü içermektedir. Düz panel görüntüleme ise bir X ışını sintilatör katmanına bağlanmış geniş alanlı katı hal sensör panelini temel alan bir indirekt dedektörü kullanarak X ışınlarının algılanmasını içerir. Düz panel dedektör dizileri, IIT / CCD teknolojisi ile karşılaştırıldığında daha geniş bir dinamik aralık ve daha yüksek performansa sahiptirler. Görüntü yoğunlaştırıcıları, veri işleme yazılımında ele alınması gereken geometrik distorsiyonlar oluşturabilir, oysa düz panel dedektörleri bu problemi oluşturmazlar.

Bu dezavantaj potansiyel olarak bu yapılandırmayı kullanan KIBT cihazlarının ölçüm doğruluğunu azaltabilir. II/CCD sistemleri ayrıca farklı artefaktlar oluşturmaktadır (Scarfe ve Farman 2008).

Mekansal çözünürlüğü arttırmak için görüntünün matris boyutunda azalma istenir ve bu azalma da daha ayrıntılı görüntü sağlar. Bununla birlikte, dedektör panelleri, iki komponentli ayrı piksellerden oluşan bir dizi içerir. Bu iki komponent ise asıl olarak görüntüyü kaydeden fotodiyotlar ve sinyal bilgilerini taşıma ve düzenleme görevi üstlenmiş olan ince film transistörleridir. Bu nedenle, görüntüleyicinin tüm alanını fotodiyotlar doldurmaz. Aslında, dedektörün tek bir piksele gerçekte bilgi kaydı yapan yüzde alanı, "dolgu faktörü" olarak adlandırılır. Dolayısıyla, bir piksel bir yazılı alana sahip olabilese de doluluk faktörü %35 civarında olabilir. Bu nedenle, daha küçük pikseller daha az x-ışını fotonu yakalar ve daha fazla görüntü oluştururlar. Sonuç olarak, daha küçük matris boyutlarını kullanan KIBT görüntüleme cihazları genellikle daha fazla radyasyon gerektirir ve hastayı daha yüksek doza maruz bırakırlar (Scarfe ve Farman 2008).

Fotodiyotlar gelen X ışınlarının enerjilerinin fazlalığına göre elektrik depolarlar. Dedektörlerdeki bu yapılar her bir görüntü için gelen X ışınların enerjilerini belirleyip şarj biriktirip bilgisayara sinyal olarak gönderirler (Kamburoğlu 2017).

Görüntünün Yeniden Yapılandırılması (Reconstruction): Temel projeksiyon çatısı elde edildikten sonra, hacimsel veri seti oluşturmak için veriler işlenmelidir. Bu işleme yeniden yapılandırma ya da rekonstrüksiyon adı verilmektedir. Bu projeksiyon çatılarının sayısı 100 ile 600 den fazla olabilmektedir. Her bir projeksiyon çatısı 12-16 bit data içeren piksellerden bir milyondan fazla sayıda bulundurmaktadır. Bu nedenler verilerin yeniden yapılandırılması hesaplama açısından karmaşıktır. Veri işlemeyi kolaylaştırmak için, veriler genellikle bir bilgisayar tarafından alınır ve bir işlemci bilgisayarına Ethernet bağlantısı yoluyla aktarılır (Scarfe ve Farman 2008). Görüntü yeniden yapılandırma yazılım programları, genellikle her makine üreticisine aittir ve projeksiyon verilerini yönetir ve üç boyutlu hacimsel veri seti oluşturur (Abramovitch ve Rice 2014).

Yapılandırma sürecindeki veri edinme aşaması bu aşamanın olduğu bilgisayarda yapılır. Oluşturulan çeşitli düzlemlerdeki projeksiyonlardan hataların ayıklanması ve düzensiz ekspozların düzeltilmesi gerçekleşir. Bunun süreklilik göstermesi için de kalibrasyon gereklidir. Veriler ayıklandıktan sonra kalanlar rekonstrüksiyon bilgisayarında sinogram olarak adlandırılan belirli bir sunuma dönüştürülür ve daha sonra sinogramlar işlenir. Rekonstrüksiyon algoritma filtresi sinogramlara uygulanır, bunun sonucunda da iki boyutlu görüntü kesitleri elde edilir. Tüm kesitler bu şekilde elde edildikten sonra birleştirilerek tek bir çatı altında toplanır (İçöz 2016).

Dataların elde edilmesinde voksel boyutu gibi özelliklere, kullanılan ekipmanların özelliklerine ve kullanılan yazılımın türüne bağlı olarak yeniden yapılandırma süreleri farklılık göstermektedir. Klinik yoğunluğuna göre iki hasta arası sürenin uzamaması için yeniden yapılandırma süresinin 5dk'dan kısa olması beklenmektedir (İçöz 2016).

Yeniden yapılandırma ile her üç düzlemdeki görüntülerin yanında crossectional ve panoramik görüntüler de elde edilir (Harorlı ve ark 2014).

Görüntünün Görselleştirilmesi: KIBT teknolojisi dış hekimliğine görüntülerin çok iyi düzeyde görüntülenmesi imkanını sunan seçenekler sağlamaktadır. Volumetrik veri seti mevcut tüm voksellerin bir derlemesidir. Çoğu KIBT cihazı, üç düzlemde (aksiyel, sagittal ve koronal) ve doğal çözünürlüğü varsayılan kalınlıkta ikincil yeniden yapılandırılmış görüntüler olarak ekranda hekime gösterir. Yeniden yapılandırılmış görüntülerin en uygun şekilde görünmesi; pencere seviyesi ve genişliğinin kemik lehine ayarı ile özellikli filtrelerin uygulanmasına bağlıdır (Scarfe ve Farman 2008).

1.5.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Yetersizlikleri

KIBT' nin klinik uygulamaları giderek yaygınlaşırken, mevcut teknolojinin bazı yetersizlikleri bulunmaktadır. Bu yetersizlikler, konik ışınlı projeksiyon geometrisi, dedektörün hassasiyeti ve konvansiyonel BT görüntülerinin kullanışsız ve netliğin yetersiz olmasına neden olan kontrast çözünürlüğü ile ilişkilidir. KIBT

görüntülerinin netliği; artefaktlar, gürültü ve zayıf yumuşak doku kontrastından etkilenmektedir (Scarfe ve Farman 2008).

Artefaktlar: Görüntülenmesi istenen yapıyla ilgisi bulunmayan görüntü bozulmalarına artefakt adı verilmektedir. Çeşitli sebeplerle artefaktlar oluşabilmektedir (Harorlı 2014).

- Skatter ışın ve ışınların sertleşmesi (beam hardening) ile oluşan artefakt veri hacminin yeniden gözden geçirilmesi için gerekli veri kümesinin rekonstrüksiyonunun olduğu yerde BT görüntülerinde oluşur. Gümüş amalgam dolguları, kron restorasyonlarında kullanılan değerli ya da yarı değerli metal alaşımları, dental implantlar, gümüş endodontik dolgular ve daha az ölçüde de olsa gutta perka kanal dolguları bu rekonstrüksiyon artefaktını oluşturmaktadır. Bu artefakt, açık veya koyu çizgiler ya da metalik sınırlara bitişik koyu renkli bir çevre şeklinde görünürler. Skatter artefaktı, radyopak hatlar ve görüntü rekonstrüksiyonunda "scatter" yapan metal yoğunluğunun paternleri olarak görünür (Markins 2014).

- Hasta ile ilgili oluşan artefaktalarda hastanın başının hareket etmesiyle yarı gölge şeklinde kayıplar ortaya çıkar. Yeniden yapılandırılmış görüntüde keskinlik gibi görünmeyen verilerin yanlış kaydedilmesine neden olabilir. Hastanın baş, boyun ve yüz bölgesinde bulunan metal objeler ileri derecede streaking artefaktına sebep olabilmektedir. Bu objeler çekimden önce uzaklaştırılmalıdır (Scarfe ve Farman 2008, Harorlı ve ark 2014).

- Tarayıcının neden olduğu artefaktlar genel olarak tarayıcılardaki algılama kusuru ile kalibrasyon yetersizliğinin neden olduğu halka şeklinde görünürler. Bu iki sorunun ikisi de dedektörün her açısız konumunda tekrarlayan bir okuma ile sonuçlanacak ve böylece dairesel bir artefakt ortaya çıkacaktır (Scarfe ve Farman 2008).

- Konik ışın efekti, konik demeti görüntüsünün üst ve alt bölümlerinin çevresel kısımlarında görülen artefaktlar üretir. X ışını demetinin birbirinden uzaklaşan koni şekli nedeniyle objenin üst ve alt yönlerinde periferik alanlar yalnızca X ışını kaynağı nesnenin karşı tarafında konumlandırıldığında ışın tarafından kaplıdır.

Merkeze yakın alanlar rotasyon boyunca X ışınının geçtiği alan içerisinde kalırlar. Periferik bölgeler daha koyu görünür ve merkezi konumdaki bölgelerden daha fazla noise (gürültü) içerirler (Markins 2014).

Noise (Gürültü): Bir radyografik görüntü içindeki cismin sınırlarını bulmaya çalışmak, görüntüdeki gürültüye bağlı olarak karmaşık hale gelebilmektedir. Görüntü gürültüsü çeşitli sebeplerden kaynaklanabilir ancak görüntü gürültüsünün büyük bir formu, kuantum motil veya bazen yapılandırılmamış gürültü olarak adlandırılır. Işın bir nesneden çıktığında ve görüntü detektörüne çarptığında demetteki x-ışını fotonlarının sayısındaki rastgele değişiklik, görüntü içinde benekli veya sivri bir görüntü oluşturur. Tüpten daha fazla X ışını demeti çıkması daha fazla fotonun objeden geçmesine, reseptöre çarpmasına ve grenli görünüşünün azalmasına neden olur. Bununla birlikte, foton sayısını artırmak için mA düzeyini arttırmak da hastaya uygulanan radyasyon dozunu artırır. Voksel boyutunun artırılması, grenli görünümü azaltabilir ve görüntünün kontrast çözünürlüğünü artırabilir (Markins 2014).

Zayıf yumuşak doku kontrastı: KIBT' nin kontrast çözünürlüğünü üç faktör sınırlandırır. Scatter radyasyon artmış görüntü 'noise' una katkıda bulunurken, konik ışın demeti sisteminin kontrastının azaltılmasında da önemli bir faktördür. Buna ek olarak, X ışını demetinin alan dedektörü üzerindeki sapması, belirgin bir topuklanma etkisine neden olur. Bu etki, hasta üzerindeki X ışını demetinin röntgen ışınında büyük bir değişiklik veya düzensizlik meydana getirir ve sonuç olarak, anot tarafına göre görüntünün katot tarafında daha büyük sinyal-noise oranı ile absorpsiyonda eşitsizlik meydana gelir. Çok sayıda düz panel dedektör tabanlı artefaktlar X ışının doğrusallığını veya tepkisini etkilemektedir. Son zamanlarda bu etkinin üstesinden gelecek cihazların üretimi için çalışmalar sürmektedir (Scarfe ve Farman 2008).

1.5.4 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Endikasyonları

KIBT teknolojisinin uygulama alanı sürekli yenilenen perspektif ve klinik endikasyon içermektedir. Kullanımı hali hazırda farklı tipte lezyon ve patolojileri incelemek adına yaygınlığını sürdürmektedir (Arcidiacono ve Schirotti 2014). Genel olarak KIBT' nin kullanım alanı bulunduğu durumlar şunlardır:

- İmplantolojide, mevcut kemik hacminin üç boyutlu değerlendirilmesi ile muhtemel başarısızlık nedenlerinin tahmininde kullanılır. Ayrıca implant cerrahisi sonrası değerlendirmelerde de kullanımı önemlidir (Arcidiacono ve Schioli 2014).

- Gömülü kalmış dişlerin ve bu dişlerden kaynaklı patolojilerin lokalizasyonlarının belirlenmesinde kullanılmaktadır. Cerrahi öncesi değerlendirilmelerin ve planlamaların daha dikkatli bir şekilde yapılarak daha noninvaziv bir cerrahi amaçlanır (Görgen ve ark 2014).

- Hastalarda hava yolunun değerlendirilmesi amacıyla lateral sefelometrik röntgenlere alternatif ve daha doğru bilgi veren bir görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır. Hava akışı üç boyutlu olarak incelenebilir ve olası daralma ve engelleyici alanların tespiti yapılabilmektedir (Görgen ve ark 2014, Harorlı ve ark 2014).

- Temporomandibular eklem değerlendirilmesinde kullanılır (Iannucci ve Howerton 2016, Görgen ve ark 2014).

- Odontojenik ya da nonodontojenik kist ve tümörlerin değerlendirilmesinde kullanılır. Geniş lezyonların derecesi ve komşu anatomik yapılara yakınlığı değerlendirilebilmektedir (Arcidiacono ve Schioli 2014).

- Pulpal inflamasyon ile periapikal lezyonların ilişkisi hakkında bilgi sağlayarak periodontal ve endodontik hastalıkların değerlendirilmesinde kullanılan önemli bir teşhis aracıdır (Arcidiacono ve Schioli 2014).

- KIBT aynı zamanda eksternal ve internal rezorbsiyonların ayırımında, kök kanal morfolojilerin belirlenmesinde ve kök kırıklarının tespitinde de kullanılmaktadır (Arcidiacono ve Schioli 2014).

- Maksillofasial cerrahide, baş ve yüz bölgesine kemik ve kırık alanlarda oluşan konjenital ya da gelişimsel malformasyonların ve travmaların açığa çıkartılması ve değerlendirilmesinde kullanılır (Arcidiacono ve Schioli 2014).

- Dudak, damak ve çenede yarık bulunan hastalardaki kemiklerin değerlendirilmesi ile defekt alanın komşu doku ve dişlere yakınlığının tespiti için kullanılmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

- Tükürük bezleri, maksiller sinüslerin patolojilerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Harorlı ve ark 2014).

1.5.5 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kullanımının Avantajları

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide çenelerin ince transvers görüntülerini çoklu panoramik ve kesitsel görüntüye dönüştürmek için kullanan çok sayıda program geliştirilmiştir. Görüntüler yeniden biçimlendirildiğinden direkt koronal BT' de kemiğin görünümünü engelleyen çarpık artefaktlar dişlerin kronlarının üzerlerine yansıtılarak kemiğin en ideal bir şekilde görünmesini sağlarlar. Sonuç olarak bu programlar KIBT' de implant, kist, tümör değerlendirmesi ve diğer cerrahi prosedürlerde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Luminati ve Tagliafico 2013). Genel olarak konik ışınlı tomografinin avantajları şöyle sıralanabilir;

- Çalışma zamanı oldukça kısalmıştır (Scarfe ve Farman 2008).
- Hasta konumlandırması ve hareketine bağlı olarak oluşan görüntü distorsiyon da görüntü kalitesinin düşmesi gibi sorunlar oldukça azaltılmıştır (Scarfe ve Farman 2008).
- X ışını tüpünün verimliliği artırılmıştır (Scarfe ve Farman 2008).
- Medikal amaçlı kullanılan BT' ye göre hastaya uyguladığı radyasyon dozu ve tomografi maliyeti oldukça düşüktür (Harorlı ve ark 2014, Kamburoğlu 2017). Yapılan çalışma sonucu KIBT' nin ortalama radyasyon etkili dozunun fan-ışınlı medikal BT sistemlerine kıyasla % 98'lik bir düşüş olduğu bildirmiştir (Adibi ve ark 2012).
- Yine BT' ye göre cihazın kapladığı alan daha azdır (Kamburoğlu 2017).
- KIBT' da çene ve yüz bölgesinin görüntüleri çok hızlı elde edilir ve çok düzlemlerle yeniden yapılandırma modlarına sahiptir (Kamburoğlu 2017).
- Çok düzlemlerle görüntüleme ile hekim basit işlemlerle farklı düzlemlerde (düz veya eğri) görüntüler oluşturabilir. Bu bilgileri bireylerin elindeki teşhis verimliliğini eşsiz bir şekilde artırır (Angelopoulos 2008).
- KIBT görüntülerinde konvansiyonel röntgen görüntülerinin aksine çevre anatomik dokuların süpersozasyonu gözlenmez (Harorlı ve ark 2014).

- KIBT' de eş boyutlu (izotropik) vokseller kullanıldığı için herhangi bir düzlemin kesitinde yapılan ölçümler yüksek derece doğruluk gösterir (Harorlı ve ark 2014). Ayrıca vokselle boyutunun küçük olmasıyla da yüksek derecede çözünürlüğe sahip ve kaliteli görüntüler elde edilebilmektedir (Adibi ve ark 2012).

- Elde edilen görüntüler klasik tomografinin aksine ek ekipman gerektirmeden cihazın kendi programlarında kolayca görüntülenip, değerlendirilebilir (Harorlı 2014).

1.5.6 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları

- Konik ışınlı bilgisayarlı tomograflerin en önemli dezavantajı sert doku değerlendirmesi çok iyi yapılırken yumuşak doku değerlendirilmesinde yetersiz kalmasıdır (Adibi ve ark 2012, Suomalainen ve ark 2015). Medikal amaçlı kullanılan BT' lerde ise kontrast çözünürlüğünün yüksek olmasından dolayı yumuşak doku değerlendirilmesi KIBT' ye göre daha iyidir (Harorlı ve ark 2014).

- Dedektör boyutunun küçük olduğu KIBT cihazlarında incelenecek alan oldukça sınırlıdır (Harorlı ve ark 2014).

- Özellikle dişlerdeki amalgam dolgularında, kron veya kanal dolgularında metal artifaktı gösteriyor olması dezavantajdır (Suomalainen ve ark 2015).

- KIBT cihazlarının maliyetli olması birçok diş kliniğinin kullanımına engel olmaktadır. Ayrıca kullanımı için yeni bir bilgisayar dili öğrenmek gerekmektedir (Iannucci ve Howerton 2016).

1.6 İmplant Radyolojisi

Modern diş hekimliğinin amacı dişlerde gözlenen çürüğün restore edilerek veya yerine yeni diş formu materyaller ekleyerek normal düzeydeki kontur, işlev, konfor, estetik, konuşma ve sağlık durumuna getirmektir. İmplant, diş hekimliğini bu amaca stomatognatik sistemin atrofisi, hastalığı veya yaralanmasından bağımsız olarak ulaştıran benzersiz bir tedavi şeklidir (Lingam ve ark 2013). Genel olarak, osseointegrasyona dayalı diş implantolojisinin, son elli yıldaki diş bilimlerindeki en

önemli gelişmelerden biri olduğu kabul edilmektedir (Angelopoulos ve Aghaloo 2011).

Önceleri çok maliyetli olmasından ötürü kullanımı bu kadar yaygınlaşmamışken, üretimin artmasıyla maliyetin azalması, uzun süreli başarılı bir tedavi şekli olması, diş hekimlerinin ve kamuoyunun bu konuya ilgi göstermesi gibi nedenlerle beraber implant tedavisi ekonomik durumu yetersiz olan hastaların da ulaşabileceği yaygın kullanılan bir tedavi yöntemine dönüşmüştür (Çelik ve ark 2007).

İmplant cerrahisinin ve restorasyonun başarısı çoğunlukla diagnostik görüntülemeye dayanır. Bu teknoloji, cerrahi öncesi değerlendirmeden cerrahi sonrası entegrasyonun değerlendirilmesine, implantın periyodik olarak değerlendirilmesine kadar her aşamada implant tedavisine katkıda bulunur. İmplant tedavisinin farklı evrelerinde diş implantlarının değerlendirilmesi için çeşitli görüntüleme yöntemleri kullanılmıştır. Bunlar arasında ağız içi görüntüleme (film tabanlı ve dijital), panoramik radyografi, bilgisayarlı tomografi, konik ışınli bilgisayarlı tomografi ve diğerleri sayılabilir (Angelopoulos ve Aghaloo 2011).

Periapikal görüntüler özellikle paralel teknik ile alınanlar görüntülenen bölgenin boyutları açısından güvenilir bilgiler sunarlar (Chan ve ark 2010). Paralel teknik genelde radyasyon dozunu azaltmak, magnifikasyonu en aza indirmek, gösterilen kemik ve diş yapılarındaki distorsiyonu en aza indirmek ve maksiller molar bölgede zigomatik kemiğin süperpozisyonunu engellemek için açıortay tekniğine nazaran daha çok tercih edilmektedir (Lingam ve ark 2013). Periapikal radyograflar implant yapımı planlanan bölgedeki kemiğin yüksekliğini, önemli anatomik yapılara yakınlığını, bölgedeki kemiğin trabeküler yapısını, kalitesini ve yoğunluğunu belirlemede yardımcı olabilirler (Angelopoulos ve Aghaloo 2011). Ayrıca tedavi sonrası implant çevresi kemik rezorpsiyonunu değerlendirmede diğer geleneksel radyografi tekniklerine göre oldukça kullanışlıdır (Lingam ve ark 2013). Ancak periapikal görüntüleme çok kısıtlı bir alanı gösterir ve kesitsel bilgi sunmaz (Çelik ve ark 2007).

İmplant planlamasında oklüzal radyograflardan sadece mandibulanın crossectional oklüzal görüntüleme yöntemiyle kemiğin bukkal lingual genişliği

hakkında bilgi sahibi olunabilir. Ancak bu bilgi de mandibulanın düzensizliğinden dolayı güvenilir değildir (Lingam ve ark 2013).

Sefalometrik görüntüleme; implant tedavisi için lateral ve postero-anterior sefalometrik radyograflar beraber kullanılabilir ve distorsiyonu çok az görüntüler elde edilir. Daha çok alt ve üst çenenin ön bölgelerindeki kemiğin genişliği, yüksekliği ve mesio-distal boyutu hakkında kombine kullanımla birlikte bilgi sahibi olunabilir. Arka bölgelerde süperpozisyonlardan dolayı sağlıklı bilgi elde etmek mümkün değildir (Çelik ve ark 2007).

Panoramik görüntüleme daha önce de bahsedildiği gibi implant planlamasında en çok kullanılan direkt radyografi tekniğidir (Yim ve ark 2011). Alveolar kemiği, kalan dişleri ve komşu anatomik yapıların (mandibular kanal, maksiller sinüs, burun tabanı) konumunu değerlendirmek ve diğer kemik patolojilerinin varlığını tespit etmek için yararlı bir tekniktir (Angelopoulos ve Aghaloo 2011). Ancak panoramik görüntüleme, görüntü netliği ve çözünürlüğünün eksikliği, düzensiz distorsiyon ile birleşince çoğu kez hatalı yorumlama ve ölçümler yapılmasına neden olur. Panoramik radyograflarda magnifikasyon, özellikle hastaların konumlandırma hatalarında, %30'luk bir oranda olabilmektedir (Chan ve ark 2010). İmplant planlamasında ön değerlendirme yapmak ve nispeten sabit bir magnifikasyonla doğru bilgiler sunduğundan vertikal boyut ölçümleri için kullanılabilir (Çelik ve ark 2007).

Bilgisayarlı tomografi; 1 mm kadar ince olabilen ve implant öncesi ve sonrası değerlendirmeler için uygun diğer anatomik oluşumların süperpozisyonlarından arınmış kesitsel çene görüntüleri üretir. Görüntüler sabit bir büyütme ile üretilir ve bu nedenle ölçümler, kalibrasyondan sonra bir ölçüm programı kullanarak dijital görüntülerde yapılabilir (Lingam ve ark 2013). Çok sayıda dişsiz alan bulunan hastalarda tek bir çekim ile gerçeğe uygun değerlendirmeler yapılabilen ve uygun bilgisayar programları kullanılarak ideal implant cerrahileri uygulanabilmektedir (Çelik ve ark 2007). Ancak BT tıp alanında geniş çaplı kullanım olanağı bulsa da maliyetinin yüksek olması, gereğinden geniş alanı taraması ve hastaya yüksek doz radyasyon vermesi gibi nedenlerle BT' nin diş hekimliğinde kullanımını kısıtlıdır (Lingam ve ark 2013).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin yapılan çalışmalar sonucu nispeten duşuk radyasyon dozu ile yüksek kaliteli kesitsel görüntüler sunduğu gösterilmiştir (Pedroso ve ark 2014). İstenilen görüntüleme alanı (FOV) ile tüm baş yüz bölgesi taranacağı gibi küçük bir diş segment alanı da taranabilmektedir. İmplant planlaması takibi açısından kullanılan en etkili görüntüleme tekniğidir (elik ve ark 2007).

1.7 Çalışmanın Amacı

Bu çalışmada aynı konum açıları kullanılarak elde edilen panoramik ve KIBT görüntülerinin vertikal magnifikasyondaki değişikliklerin belirlenmesi amaçlanmaktadır. Çalışmanın başlıca hedefleri;

- Dikey magnifikasyon katsayısının çenelerin hangi bölgelerinde hangi konumlarda anlamlı değiştiğini belirlemek,
- İdeal konumda alınan görüntülerdeki farklı diş bölgelerinde magnifikasyon katsayısının anlamlı değişip değişmediği tespit etmek,
- Farklı diş bölgelerine ilaveten bu bölgelerdeki alveolar kemiğin farklı seviyelerinde ideal konumda fark olup olmadığını belirlemek,
- Farklı diş bölgelerine ilaveten bu bölgelerdeki alveolar kemiğin farklı seviyelerinde diğer konumlarda magnifikasyon katsayılarında fark olup olmadığını belirlemek,
- Ölçümlerin güvenilirliği açısından panoramik ve KIBT görüntüleme yöntemlerinin birbirleriyle karşılaştırarak değerlendirmektir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamıza başlamadan önce Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'ndan 09.02.20017 tarihli ve 2018/08 sayılı etik kurul onayı alınmıştır. Onayın bir kopyası ekler kısmında Ek-A olarak yer almaktadır.

Çalışmamıza ilk olarak Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalından tedarik edilen ve diş sıralaması düzgün olan insan kuru kafasının 28 diş bölgesinin alveolar soketlerinin yeterli boy ve genişliğe getirilmesiyle başlanmıştır. Bunun için mikro motor ve konik şekilli en geniş 2,15mm ile en dar 0,7mm çapa sahip canavar frez kullanılmıştır. Yirmilik diş bölgeleri çalışmaya dahil edilmemiştir. Daha sonra her bir diş bölgesi için hazırlanan üçer adet ve 3.15mm ile 2mm çapa sahip metal küreler bu yuvalara eşit aralıklarla (1,77mm) yerleştirilip modelaj mumu yardımıyla sabitlenmiştir. Toplam 84 adet (3×28 adet) metal küre dijital kumpas yardımıyla çapları kontrol edildikten sonra kullanılmıştır (Şekil 2.1). Kullanılan kürelerin hepsi paslanmaz çeliktir. Alt keser diş bölgeleri yeterli miktarda alan ve kemiğe sahip olmadığından sadece dört adet alt keser diş yuvalarına 2mm çapında küreler yerleştirilmiş olup, diğer tüm bölgelerdeki küreler 3.15mm çapa sahiptir.



Şekil 2.1 Metal kürelerin çaplarının dijital kumpas ile ölçümünü gösteren fotoğraf

28 diş bölgesine üçer adet küre yerleştirilen kuru kafa, her üç düzlemde (koronal, sagittal, horizontal) açılma ile konum değişikliğine izin veren üçayaklı bir konumlandırıcıya kurukafanın foremen magnumundan geçen silindirik parçası aracılığıyla yapıştırılarak sabitlendi (Şekil 2.2).



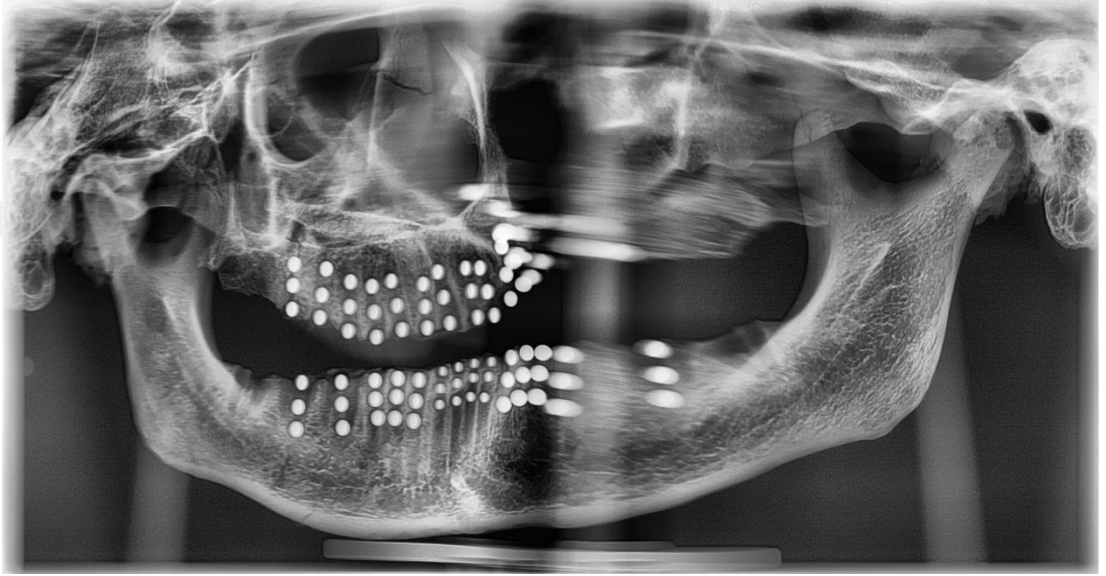
Şekil 2.2 Üç ayaklı konumlandırıcı ve insan kuru kafa modeli gösteren fotoğraf

Çeşitli baş konum değişiklikleri kullanılarak 15 adet dijital panoramik ve alt çene ile üst çene ayrı olarak 30 adet konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri elde edildi. Koronal düzlem 'X' olarak ifade edildi ve bu düzlemde başın sağa doğru eğimine '+' sola doğru eğimine '-' değer kullanıldı. Sagittal düzlem 'Y' olarak ifade edildi ve bu düzlemde başın öne eğimine '+' arkaya eğimine '-' değer kullanıldı. Horizontal düzlem ise 'Z' olarak ifade edildi ve bu düzlemde başın sağa rotasyonuna '+' sola rotasyonuna '-' değer kullanıldı (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1 Kullanılan konumların düzlemlere göre değerleri

	X	Y	Z		X	Y	Z		X	Y	Z
1	0°	0°	0°	6	0°	+5°	+5°	11	-5°	0°	+5°
2	0°	0°	-5°	7	0°	-5°	0°	12	-5°	0°	-5°
3	0°	0°	+5°	8	0°	-5°	-5°	13	+5°	0°	0°
4	0°	+5°	0°	9	0°	-5°	+5°	14	+5°	0°	-5°
5	0°	+5°	-5°	10	-5°	0°	0°	15	+5°	0°	+5°

Konumlar tespit edilirken deneme amaçlı çeşitli görüntüler çekilmiş ve değerlendirilmiştir. Artan değerlerde 1° değişiklikler denendiğinde gözle görülür farklılıklara neden olmamakla birlikte çok sayıda kombinasyon kullanmak gerekmektedir. 5° artışlar denendiğinde ise 10° ve sonrasında bazı bölgelerde kürelerin ayrı ayrı gözlemlenmesi mümkün olmamıştır (Şekil 2.3). 0° ve 5° kullanmakta karar kılındıktan sonra en fazla iki düzlemde aynı anda 5° açılama yapılmasına karar verilmiştir.



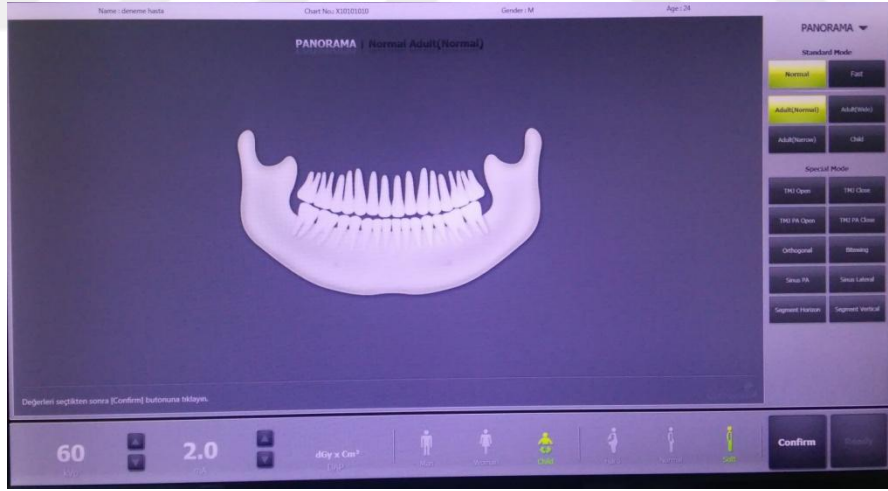
Şekil 2.3 Deneme amaçlı X düzleminde $+10^\circ$, Y düzleminde 0° ve Z düzleminde $+5^\circ$ açı ile çekilmiş panoramik röntgen görüntüsü

Panoramik röntgen görüntüleri alınırken ilk olarak ideal pozisyonun yani her üç düzlemdeki açının 0° olması durumunda frankfurt horizontal düzlemi yere paralel olacak şekilde konumlandırılmıştır. Her bir konumda ısırma bloğunun ısırtılmasına ve orta hattı gösteren ışık çizginin başın orta hattında olmasına dikkat edilerek tüm konumlar ayarlanıp tek seferde arka arkaya görüntüler elde edilmiştir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 Kullanılan panoramik röntgen cihazı ve kuru kafa modelin ideal pozisyonundaki görüntüsü

Panoramik görüntüler (kliniğimizde mevcut olan röntgen cihazı; PaX-Primo dental X-ray sistem, VATECH ,Hwaseong-si, Gyeonggi-do,KORE) 60kV, 2mA değerleri ve 11,5 sn ışınlama süresi kullanılarak elde edilmiştir (Şekil 2.5).



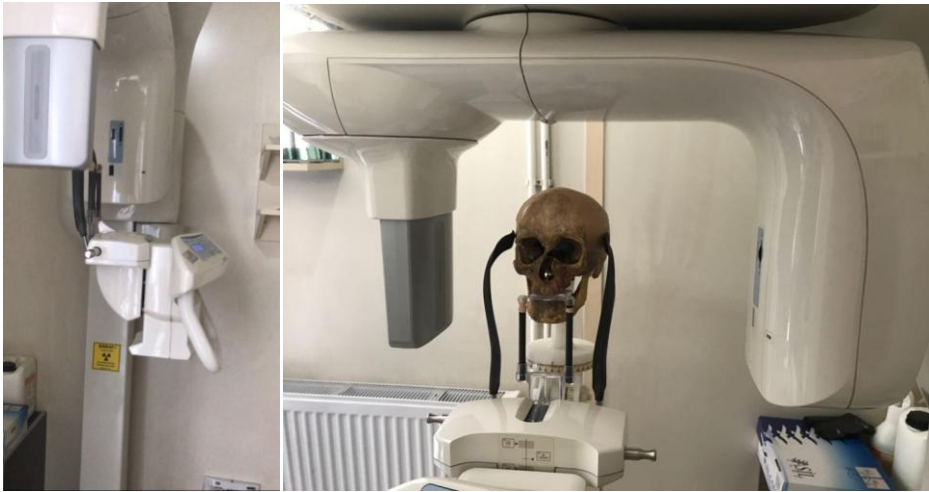
Şekil 2.5 Panoramik röntgen cihazının çekim ekranı görüntüsü



Şekil 2.6 KIBT' in çekim ekranının görüntüsü

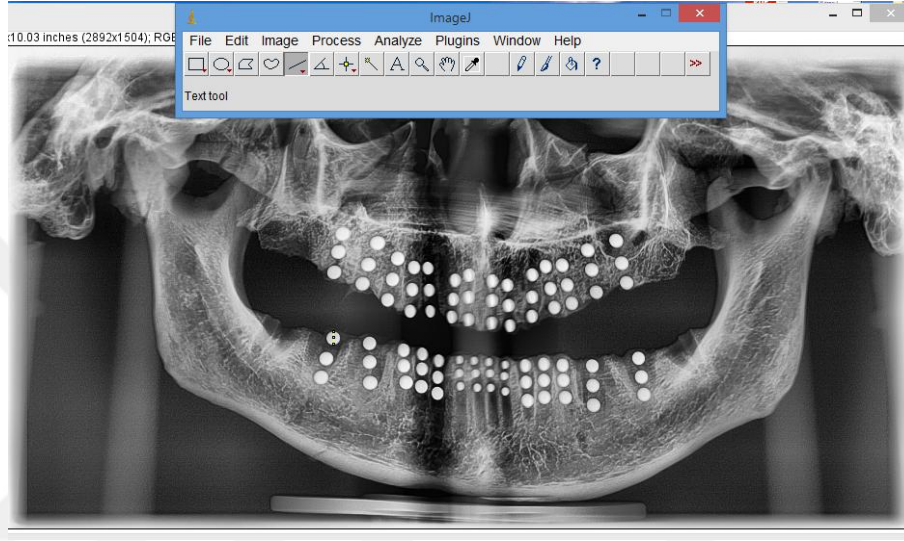
KIBT görüntüleri alınırken alt ve üst çene için ayrı ayrı konumlandırıcının ayarlanması gerekmiştir. Cihazın ısırma bloğu ısırtıldığında başın istenilen konuma getirilmesi mümkün olmadı. Bu nedenle ısırma bloğu çıkartıldı ve yine orta hattan geçen çizgiye dikkat edilerek görüntüler elde edildi (Şekil2.7). Alt çene görüntüleri aynı gün tek seferde üst çene görüntüleri ise başka bir gün tek seferde konumlar ayarlanarak çekildi.

KIBT görüntüleri (Kodak 9000/3D sistem Carestream Healt Inc, Rechester New York ABD) 70 kV, 10 mA değerleri kullanılarak alt çene için ortalama 35 sn ışınlama süresi üst çene için ortalama 32sn ışınlama süresiyle çekilmiştir (Şekil 2.6).

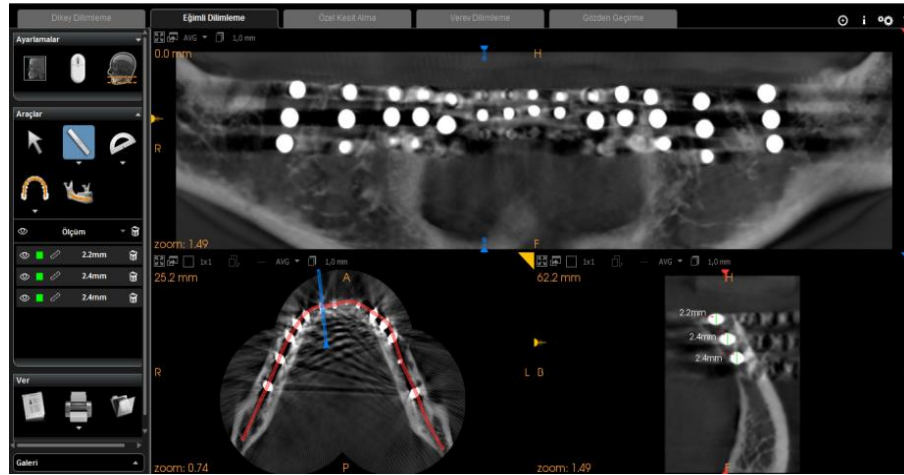


Şekil 2.7 KIBT cihazı ve kuru kafa modeli gösteren fotoğraf

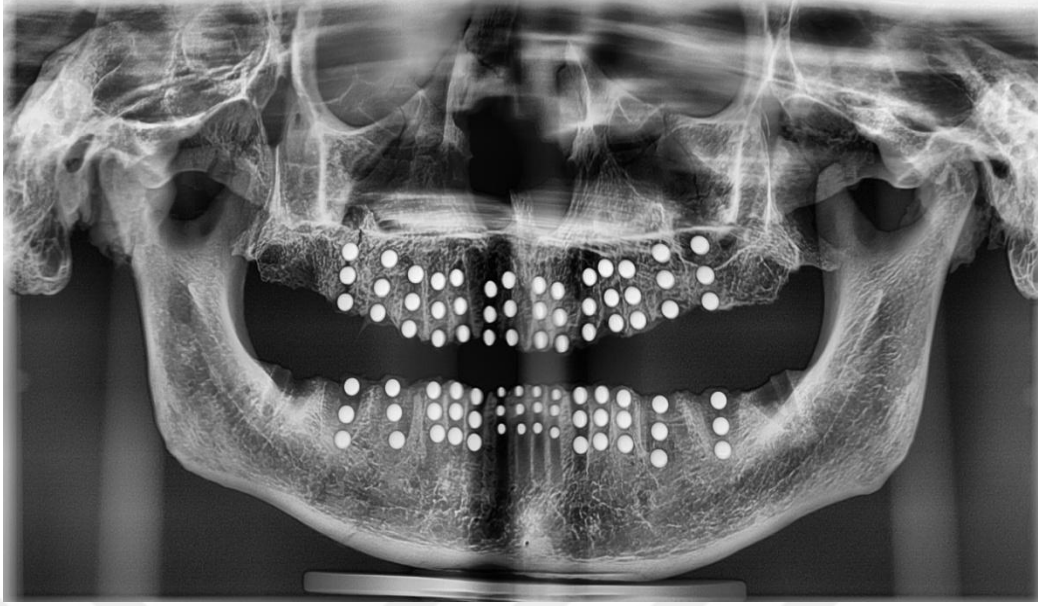
Elde edilen tüm görüntülerdeki kürelerin vertikal uzunlukları aynı monitör kullanılarak (Dell İnspron 15 1366×768 resolution Texas, USA) tek bir gözlemci tarafından üç hafta ara ile iki defa ölçülmüştür. Panoramik röntgen görüntüleri, görüntü işleme ve analiz programı (imageJ version 1.4) ile değerlendirilirken (Şekil 2.8), KIBT görüntüleri cihazın kendine ait ölçüm programı ile değerlendirilirdi (Şekil 2.9). KIBT görüntülerinde ölçümler, implant penceresinde (crosssectional) ve kürelerin tam ortasından kesit alınarak yapılmıştır.



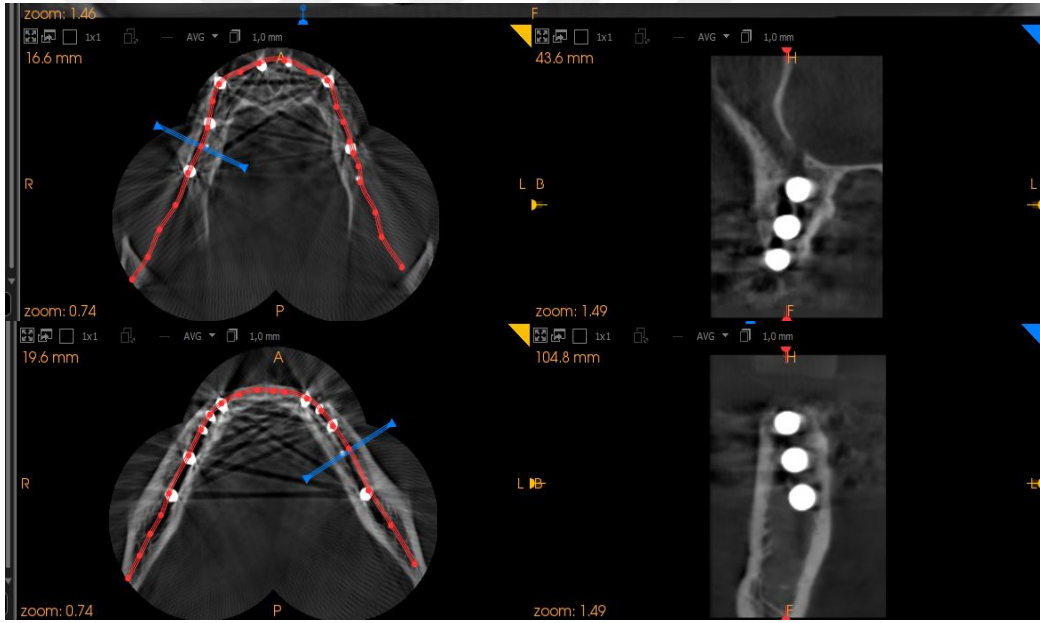
Şekil 2.8 İmage J programının ölçüm ekranı görüntüsü



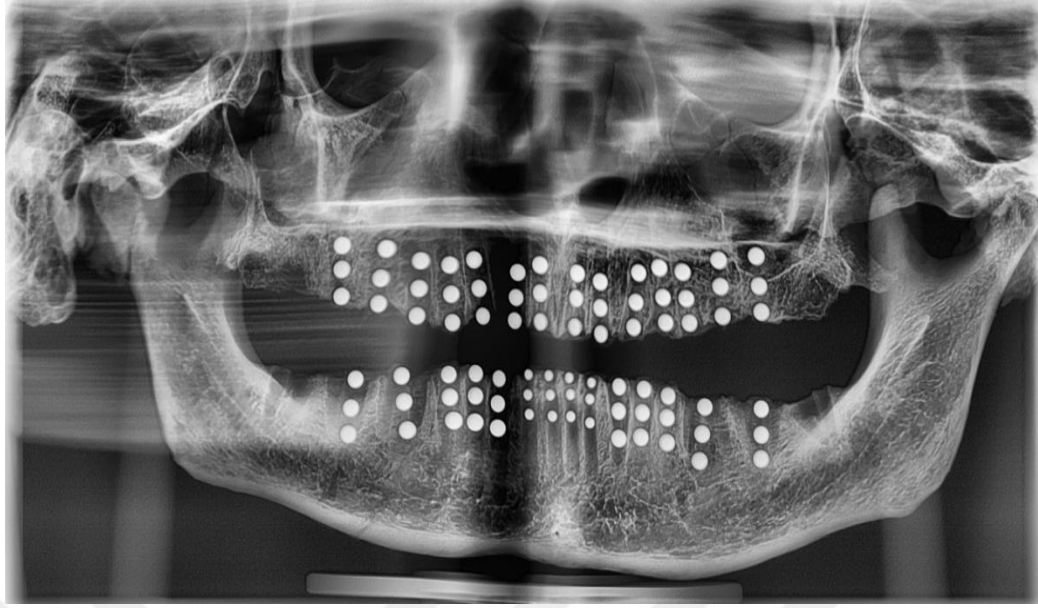
Şekil 2.9 KIBT' nin ölçüm ekranının görüntüsü



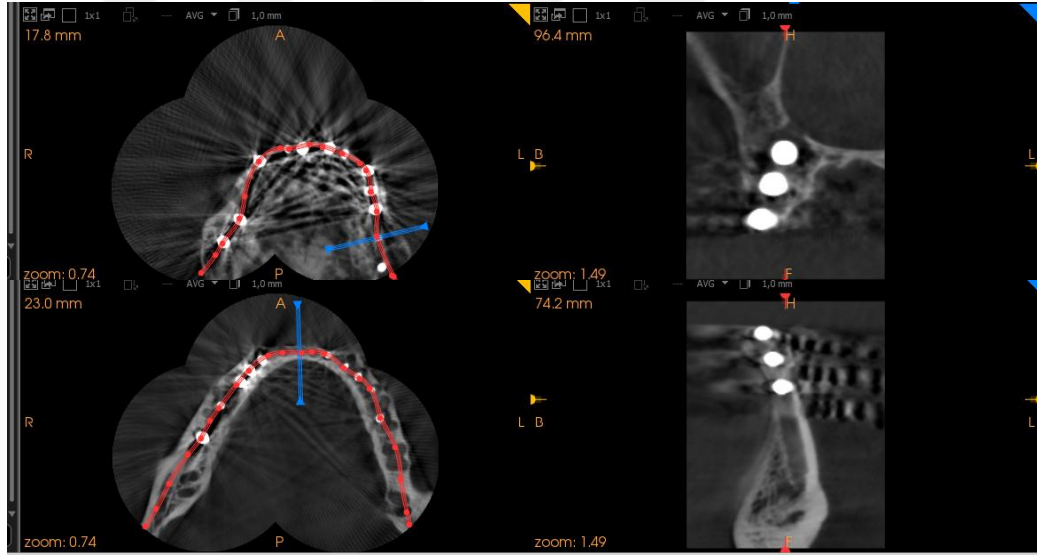
Şekil 2.10 ideal konumda (0,0,0) panoramik radyografin görüntüsü



Şekil 2.11 İdeal Konumda (0,0,0,) KIBT implant penceresinin görüntüsü



Şekil 2.12 5° açı ile arkaya eğimli ve 5° açı ile sola eğimli konumda (0,-5,-5) panoramik radyografin görüntüsü



Şekil 2.13 5° açı ile geriye eğimli ve 5° açı ile sola eğimli konumda (0,-5,-5) KIBT görüntüsü

2.1 İstatistiksel Analiz

Hem KIBT hem de panoramik görüntülerden elde edilen tüm ölçümler kürelerin gerçek çap uzunluklarına bölünerek magnifikasyon katsayısı hesaplanmıştır. İlk olarak çenelerin altı bölgesinde sonra da alveolar seviye farkı için dört bölgesinde görüntüleme yöntemlerinin kendi içerisinde; daha sonra iki yöntemin birbirleriyle kıyaslayıcı istatistiksel analizler yapılmıştır.

İstatistiksel analizler, IBM SPSS-21 yazılım programı kullanılarak Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi İstatistik Bölümü'nde yapıldı. Çalışmada hem panoramik hem de KIBT 15 adet konum ile elde edilen görüntülerin her birinde 28 tane dış bölgesi ve her bir dış bölgesinde ayrı seviyelerde 3 adet küre olmak üzere toplam $28 \times 15 \times 3 = 1260$ 'ar tane ölçüm değeri kullanıldı. Gözlemcinin üç hafta ara ile tekrar ettiği ölçüm değerlerinin uyumu için Cronbach's Alpha testi kullanıldı. Birinci ve ikinci ölçüm değerleri arasında çok yüksek uyum görüldüğünden ($p=0,986$) ikinci ölçümler analiz için kullanıldı. Parametrik test varsayımlarından olan normal dağılıma uygunluk varsayımı Kolmogorov-Smirnov testi ile varyansların homojenliği varsayımı ise Levene testi ile analiz edildi. Parametrik test varsayımları sağlandığı durumlarda tek değişkenli ikiden fazla grup için ANOVA testi kullanıldı. Parametrik test varsayımları sağlanmadığı durumlarda ikiden fazla grup için Kruskal Wallis testi, bağımlı iki grup için Wilcoxon testi kullanıldı. Elde edilen sonuçlara, hangi gruplar arasında farkın önemli olduğunun değerlendirilmesi için LSD, Tukey, Tamhane ikili karşılaştırma testleri yapıldı. İstatistiksel analizlerde %5 anlamlılık seviyesi kullanılmıştır.

3. BULGULAR

Çalışmamızda farklı konumlar kullanılarak elde edilen panoramik ve KIBT görüntülerinde her bir diş bölgesinin ve bu bölgelerdeki alveol kemiğinin üç ayrı seviyesindeki magnifikasyon katsayısının konumlama hatalarına göre nasıl değiştiği araştırılmıştır. Bu değişiklik her iki görüntüleme yönteminde önce bölgelere ve seviyelere göre kendi içlerinde sonra da iki görüntüleme yöntemini bir birlerine göre kıyaslanarak değerlendirilmiştir. Konuamlamanın diş bölgelerine göre vertikal magnifikasyon katsayısını nasıl etkilediği araştırılırken istatistiksel sonuçların güvenilirliğini arttırmak ve hata payını kompanse etmek adına çeneler altı bölgeye ayrılmıştır. Bu bölgeler; alt sağ molar ve premolar diş bölgesi, alt kanin ve keser diş bölgesi, alt sol molar ve premolar diş bölgesi, üst sol molar ve premolar diş bölgesi, üst kanin ve keser diş bölgesi ve üst sağ molar ve premolar diş bölgesi şeklindedir. Bu şekilde İstatistiksel olarak değerlendirilebilecek yeterli verilere ulaşılmıştır.

Konuamlamanın bölgelerdeki alveolar kemik seviyeleri (okluzal, orta, apikal) arasındaki vertikal magnifikasyon katsayısını nasıl etkilediği araştırılırken; istatistiksel olarak güvenilirliği arttırmak için çeneler dört bölgeye ayrılmıştır. Bu bölgeler; alt çene molar ve premolar diş bölgeleri, alt çene kanin ve keser diş bölgeleri, üst çene molar ve premolar diş bölgeleri ve üst çene kanin ve keser diş bölgeleri şeklindedir. Bu bölgeler üzerinden alveolar kemik seviyelerin vertikal magnifikasyon katsayısı değerlendirilmiştir. Fakat bu durumda çenelerin sağ-sol yönde simetrik pozisyonlanmadığı konumlarda (örneğin; sağa veya sola rotasyonda) çenenin sağ-sol bölgelerini eş değerlendirmek doğru olmayacağından seviyeler arasındaki farka sadece sağ-sol simetriği gösteren konumlarda bakılmıştır (0,0,0 0,+5,0 0,-5,0 konumlarında). Bu gruplama oluşturulurken her iki görüntüleme yönteminde ideal konumda sağ ve sol posterior bölgelerdeki ölçümler arasında fark çıkmamış olması dikkate alınmıştır.

3.1 Panoramik Görüntülemelerde Konuamlamanın Çenelerin Farklı Bölgelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri

Magnifikasyon katsayısının veya faktörünün bölgelere göre ortalama değerleri hesaplanmıştır (Çizelge 3.1).

3.1.1 Alt Çene Sağ Posterior Bölge

Elde edilen dijital panoramik görüntüler içerisinde ideal konum (0,0,0) ile diğer konumlar arasındaki dikey magnifikasyon katsayıları değerlendirildiğinde alt çene sağ posterior bölgede ölçülen değerlerdeki değişiklik; sadece 5° sağa rotasyon konumunda (0,0,+5) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,002) 5° sağa rotasyonda alt çene sağ bölgesindeki magnifikasyon katsayısının istatistiksel olarak anlamlı küçüldüğü tespit edilmiştir (Çizelge 3.2).

3.1.2 Alt Çene Anterior Bölge

Elde edilen dijital panoramik görüntüler içerisinde ideal konum (0,0,0) ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde alt çene anterior bölgede ölçülen değerlerdeki değişiklik; 5° sağa rotasyon (0,0,+5), 5° hem sağa rotasyon hem de öne doğru eğilme (0,+5,+5) ve 5° hem sola rotasyon hem de arkaya doğru eğilme (0,-5,-5) konumlarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,005). 0,0,-5 konumunda istatistiksel olarak anlamlı küçülmüş olarak tespit edilirken; 0,-5,-5 ile 0,+5,+5 konumlarında istatistiksel olarak anlamlı büyümüştür (Çizelge 3.2).

3.1.3 Alt Çene Sol Posterior Bölge

Elde edilen dijital panoramik görüntüler içerisinde ideal konum (0,0,0) ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon kat sayısı değerlendirildiğinde alt çene sol posterior bölgede ölçülen değerlerdeki değişiklik; sadece 5° sola rotasyon (0,0,-5) konumunda istatistiksel olarak anlamlı küçülmüştür (p=0,000) (Çizelge 3.2).

3.1.4 Üst Çene Sol Posterior Bölge

Elde edilen dijital panoramik görüntüler içerisinde ideal konum (0,0,0) ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde üst çene sol posterior bölgede ölçülen değerlerdeki değişiklik; 5° öne doğru eğilme (0,+5,0), 5° hem öne doğru eğilme hem de sola rotasyon (0,+5,-5), 5° hem arkaya doğru eğilme hem de sağa rotasyon (0,-5,+5) ve 5° sola doğru eğilme (-5,0,0) konumlarında istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,000). Sadece 0,-5,+5 konumunda

istatistiksel olarak anlamlı büyürken diğlerlerinde istatistiksel olarak anlamlı küçülmüştür (Çizelge 3.3).

3.1.5 Üst Çene Anterior Bölge

Elde edilen dijital panoramik görüntüler içerisinde ideal konum (0,0,0) ile diğler konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde üst çene anterior bölgede ölçülen diğlerlerdeki diğşiklik; 5° sağı rotasyon (0,0,-5), 5° sola rotasyon (0,0,+5), 5° öne doğru eğimleme (0,+5,0), 5° hem arkaya doğru eğimleme hem de sola rotasyon (0,+5-5), 5° hem arkaya doğru eğimleme hem de sağı rotasyon (0,-5,-5), 5° hem sola doğru eğimleme hem de sağı doğru rotasyon (-5,0,+5) konumlarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,00). 0,-5,-5 ile 0,-5,+5 konumlarında istatistiksel olarak anlamlı büyüme tespit edilirken diğler konumlarda istatistiksel olarak anlamlı küçülmüştür (Çizelge 3.3).

3.1.6 Üst Çene Sağ Posterior Bölge

Elde edilen dijital panoramik görüntüler içerisinde ideal konum (0,0,0) ile diğler konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde üst çene sağ posterior bölgede ölçülen diğlerlerde hiç bir konumda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p=0,448). Ancak gerçek uzunlukla aralarındaki magnifikasyon kıyaslandığında en büyük dikey magnifikasyon diğlerleri üst çene posterior bölgelerde ölçülmüştür (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.1 Panoramik görüntülemelerde bölgelerin konumlara göre ortalama vertikal magnifikasyon katsayıları ve standart sapmaları.

Konum	ALT ÇENE			ÜST ÇENE		
	Sağ Posterior	Anterior	Sol posterior	Sol posterior	Anterior	Sağ posterior
0,0,0	1,27±0,031	1,12±0,083	1,29±0,036	1,31±0,036	1,23±0,053	1,28±0,042
0,0,-5	1,14±0,048	1,15±0,071	1,25±0,034	1,30±0,037	1,19±0,040	1,27±0,038
0,0,+5	1,22±0,039	1,04±0,103	1,28±0,046	1,31±0,036	1,20±0,043	1,26±0,050
0,+5,0	1,28±0,046	1,13±0,008	1,27±0,038	1,28±0,042	1,19±0,040	1,26±0,038
0,+5,-5	1,28±0,028	1,15±0,071	1,28±0,042	1,26±0,038	1,21±0,043	1,26±0,055
0,+5,+5	1,27±0,038	1,19±0,081	1,28±0,033	1,33±0,038	1,25±0,032	1,28±0,053
0,-5,0	1,25±0,053	1,13±0,094	1,32±0,046	1,30±0,038	1,23±0,052	1,26±0,050
0,-5,-5	1,28±0,046	1,22±0,081	1,28±0,028	1,28±0,033	1,27±0,056	1,28±0,033
0,-5,+5	1,27±0,038	1,13±0,116	1,32±0,033	1,37±0,050	1,26±0,054	1,27±0,038
-5,0,0	1,25±0,029	1,17±0,083	1,29±0,036	1,27±0,038	1,24±0,037	1,31±0,037
-5,0,-5	1,26±0,059	1,14±0,094	1,24±0,037	1,31±0,049	1,24±0,052	1,27±0,059
-5,0,+5	1,23±0,039	1,12±0,092	1,28±0,062	1,33±0,053	1,19±0,057	1,26±0,055
+5,0,0	1,24±0,037	1,15±0,072	1,28±0,033	1,33±0,053	1,23±0,039	1,26±0,050
+5,0,-5	1,26±0,050	1,16±0,077	1,25±0,062	1,30±0,037	1,22±0,039	1,28±0,033
+5,0,+5	1,30±0,049	1,13±0,084	1,29±0,048	1,33±0,053	1,22±0,039	1,27±0,038

Çizelge 3.2. Panoramik görüntülerinde alt çenede konumlandırmanın magnifikasyon faktörü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ve p değerleri ($p < 0,05$ istatistik olarak anlamlı).

Sağ Posterior															
Konm	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
Ort	1,300	1,263	1,244	1,238	1,263	1,257	1,276	1,288	1,257	1,276	1,282	1,288	1,225	1,145	1,270
Std sap.	0,0494	0,0500	0,0375	0,0392	0,0592	0,0297	0,0382	0,0460	0,0538	0,0382	0,0284	0,0460	0,0392	0,0489	0,0318
Min	1,193	1,194	1,194	1,194	1,194	1,194	1,194	1,194	1,194	1,194	1,270	1,194	1,194	1,121	1,194
Maks	1,343	1,343	1,270	1,270	1,343	1,270	1,343	1,343	1,343	1,343	1,343	1,343	1,279	1,270	1,343
P değ.	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
Anterior															
Ort	1,136	1,165	1,151	1,122	1,147	1,178	1,136	1,220	1,130	1,194	1,156	1,133	1,047	1,153	1,129
Std sap.	0,0841	0,0775	0,0722	0,0926	0,0940	0,0838	0,1164	0,0810	0,0940	0,0812	0,0717	0,0088	0,1038	0,0715	0,0831
Min	1,060	1,060	1,060	0,945	1,060	1,000	0,945	1,060	0,945	1,060	1,060	1,000	0,825	0,945	1,000
Maks	1,270	1,295	1,270	1,270	1,343	1,295	1,343	1,343	1,270	1,343	1,295	1,270	1,194	1,270	1,270
P değ.	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005	0,005
Sol Posterior															
Ort	1,294	1,257	1,288	1,281	1,244	1,294	1,325	1,282	1,325	1,288	1,282	1,276	1,288	1,251	1,294
Std sap.	0,0482	0,0622	0,0330	0,0622	0,0375	0,0360	0,0330	0,0284	0,0460	0,0330	0,0427	0,0382	0,0460	0,0345	0,0360
Min	1,194	1,121	1,270	1,194	1,194	1,270	1,270	1,270	1,270	1,270	1,194	1,194	1,194	1,194	1,270
Maks	1,343	1,343	1,343	1,343	1,270	1,343	1,343	1,343	1,419	1,343	1,343	1,343	1,343	1,270	1,343
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

Çizelge 3.3. Panoramik görüntülerinde üst çenede konumlandırmanın magnifikasyon faktörü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ve p değerleri ($p < 0,05$ istatistik olarak anlamlı).

Sol Posterior															
Konm	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
Ort	1,331	1,300	1,331	1,331	1,313	1,276	1,375	1,288	1,306	1,337	1,263	1,282	1,319	1,300	1,319
Std sap.	0,0534	0,0376	0,0534	0,0534	0,0494	0,0382	0,0503	0,0330	0,0381	0,0382	0,0386	0,0427	0,0360	0,0376	0,0360
Min	1,2698	1,2698	1,2698	1,2698	1,2698	1,1937	1,2698	1,2698	1,2698	1,2698	1,1937	1,1937	1,2698	1,2698	1,2698
Maks	1,4190	1,3429	1,4190	1,4190	1,4190	1,3429	1,4190	1,3429	1,3429	1,4190	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Anterior															
Ort	1,227	1,228	1,232	1,195	1,240	1,244	1,265	1,277	1,236	1,253	1,215	1,190	1,202	1,198	1,232
Std sap.	0,0391	0,0390	0,0392	0,0572	0,0524	0,0370	0,0542	0,0565	0,0529	0,0326	0,0434	0,0401	0,0437	0,0404	0,0531
Min	1,1905	1,1937	1,1937	1,1206	1,1206	1,1937	1,1937	1,1937	1,1206	1,1937	1,1206	1,1206	1,1206	1,1206	1,1206
Maks	1,2698	1,2698	1,2698	1,2698	1,3429	1,2698	1,3429	1,3429	1,3429	1,2698	1,2698	1,2698	1,2698	1,2698	1,3429
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Sağ Posterior															
Ort	1,276	1,288	1,263	1,269	1,275	1,312	1,276	1,288	1,263	1,281	1,269	1,263	1,263	1,276	1,282
Std sap.	0,0382	0,0330	0,0500	0,0551	0,0591	0,0376	0,0382	0,0330	0,0500	0,0534	0,0551	0,0386	0,0500	0,0382	0,0427
Min	1,1937	1,2698	1,1937	1,1937	1,1937	1,2698	1,1937	1,2698	1,1937	1,1937	1,1937	1,1937	1,1937	1,1937	1,1937
Maks	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429	1,3429
P değ.	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448	0,448

3.2 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Konuqlamanın Çenelerin Farklı Bölgelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri

Magnifikasyon katsayısının veya faktörünün bölgelere göre ortalama değerleri hesaplanmıştır (Çizelge 3.4).

3.2.1 Alt Çene Sağ Posterior Bölge

Elde edilen konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri içerisinde ideal konum ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde alt çene sağ posterior bölgede ölçülen değerlerdeki fark; 5° hem öne doğru eğimleme hem de sağa doğru rotasyon (0,+5,+5), 5° sağa eğimleme (+5,0,0), 5° hem sağa eğimleme hem de sola rotasyon (+5,0,-5), 5° hem sağa eğimleme hem de sağa rotasyon (+5,0,+5) konumlarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,00) (Çizelge 3.5).

3.2.2 Alt Çene Anterior Bölge

Elde edilen konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri içerisinde ideal konum ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde alt çene anterior bölgede ölçülen değerlerdeki fark; 5° sola rotasyon (0,0,-5), 5° öne doğru eğimleme (0,+5,0), 5° hem arkaya doğru eğimleme hem de sağa rotasyon (0,-5,+5), 5° sola eğimleme (-5,0,0), 5° hem sola eğimleme hem de sola rotasyon (-5,0,-5), 5° hem sola eğimleme hem de sağa rotasyon (-5,0,+5), 5° sağa eğimleme (+5,0,0), 5° hem sağa eğimleme hem de sola rotasyon (+5,0,-5), 5° hem sağa eğimleme hem de sağa rotasyon (+5,0,-5) konumlarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,00). Bu konumlarda magnifikasyon katsayısının istatistiksel olarak büyümüş olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 3.5).

3.2.3 Alt Çene Sol Posterior Bölge

Elde edilen konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri içerisinde ideal konum ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde alt çene sol posterior bölgede ölçülen değerlerdeki fark; 5° hem öne doğru eğimleme hem de sağa rotasyon (0,+5,+5), 5° hem arkaya doğru eğimleme hem de sola rotasyon (0,+5,+5) konumlarında istatistiksel olarak anlamlı

bulunmuştur ($p=0,00$). Bu iki konumda da magnifikasyon katsayısının istatistiksel olarak büyümüş olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 3.5).

3.2.4 Üst Çene Sol Posterior Bölge

Elde edilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri içerisinde ideal konum ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde üst çene sol posterior bölgede ölçülen değerlerdeki fark; 5° sola rotasyon (0,0,-5), 5° arkaya doğru eğimleme (0,-5,0), 5° hem arkaya doğru eğimleme hem de sola rotasyon (0,-5,-5), 5° sola eğimleme (-5,0,0), 5° sağa eğimleme konumlarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,00$). Yalnızca -5,0,0 konumunda magnifikasyon katsayısının istatistiksel olarak anlamlı küçüldüğü tespit edilip diğer konumlarda büyüdüğü gözlenmiştir (Çizelge 3.6).

3.2.5 Üst Çene Anterior Bölge

Elde edilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri içerisinde ideal konum ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde üst çene anterior bölgede ölçülen değerlerdeki fark; (0,0,+5), (0,0,-5), (0,+5,0), (0,-5,0),(0,+5,-5), (0,+5,+5), (0,-5,-5), (0,-5,+5), (+5,0,+5) konumlarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,00$). Bu konumların tümünde magnifikasyon katsayısı istatistiksel olarak anlamlı büyümüşür (Çizelge 3.6).

3.2.6 Üst Çene Sağ Posterior Bölge

Elde edilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri içerisinde ideal konum ile diğer konumlar arasında dikey magnifikasyon katsayısı değerlendirildiğinde sağ üst çene posterior bölgede ölçülen değerlerdeki fark; (0,0,+5), (0,-5,0), (0,-5,+5) konumlarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,01$). Bu konumların hepsinde magnifikasyon katsayısı istatistiksel olarak anlamlı büyümüşür (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.4. KIBT' de bölgelerin konumlara göre ortalama vertikal magnifikasyon katsayıları ve standart sapmaları.

Konum	ALT ÇENE			ÜST ÇENE		
	Sağ Posterior	Anterior	Sol posterior	Sol posterior	Anterior	Sağ posterior
0,0,0	1,09±0,028	1,12±0,049	1,09±0,025	1,10±0,024	1,09±0,032	1,09±0,033
0,0,-5	1,08±0,025	1,09±0,043	1,08±0,025	1,14±0,021	1,11±0,020	1,11±0,025
0,0,+5	1,09±0,021	1,09±0,043	1,08±0,025	1,11±0,019	1,11±0,028	1,12±0,023
0,+5,0	1,08±0,027	1,06±0,046	1,08±0,018	1,09±0,027	1,11±0,024	1,10±0,024
0,+5,-5	1,07±0,041	1,09±0,042	1,08±0,025	1,10±0,027	1,10±0,017	1,09±0,025
0,+5,+5	1,13±0,043	1,13±0,054	1,12±0,021	1,09±0,021	1,11±0,019	1,10±0,024
0,-5,0	1,12±0,043	1,13±0,046	1,11±0,023	1,15±0,018	1,15±0,034	1,15±0,036
0,-5,-5	1,10±0,057	1,12±0,056	1,13±0,021	1,14±0,012	1,11±0,020	1,11±0,025
0,-5,+5	1,09±0,031	1,04±0,047	1,09±0,036	1,12±0,014	1,11±0,019	1,12±0,020
-5,0,0	1,08±0,031	1,03±0,049	1,07±0,033	1,07±0,027	1,07±0,036	1,10±0,024
-5,0,-5	1,08±0,016	1,04±0,045	1,07±0,030	1,09±0,029	1,08±0,033	1,10±0,027
-5,0,+5	1,09±0,014	1,08±0,050	1,10±0,025	1,11±0,023	1,10±0,019	1,11±0,023
+5,0,0	1,05±0,037	1,09±0,051	1,09±0,031	1,13±0,032	1,09±0,016	1,11±0,013
+5,0,-5	1,06±0,031	1,07±0,054	1,09±0,025	1,12±0,021	1,10±0,016	1,09±0,021
+5,0,+5	1,06±0,025	1,07±0,040	1,08±0,029	1,12±0,033	1,11±0,018	1,09±0,021

Çizelge 3.5. KIBT' de alt çenede konumlandırmanın magnifikasyon faktörü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ve p değerleri (p<0,05 istatistik olarak anlamlı).

Sağ Posterior															
Konm	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
Ort	1,063	1,058	1,050	1,087	1,077	1,082	1,093	1,103	1,120	1,127	1,069	1,087	1,098	1,085	1,093
Std san.	0,025	0,031	0,037	0,014	0,016	0,032	0,032	0,057	0,043	0,044	0,041	0,027	0,021	0,026	0,029
Min	1,0159	1,0159	1,016	1,079	1,048	1,016	1,016	0,984	1,079	1,079	1,016	1,047	1,079	1,016	1,016
Maks	1,079	1,111	1,111	1,111	1,111	1,143	1,143	1,206	1,238	1,206	1,143	1,111	1,143	1,111	1,111
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Anterior															
Ort	1,070	1,076	1,087	1,077	1,040	1,034	1,043	1,119	1,133	1,130	1,090	1,064	1,089	1,088	1,120
Std sap.	0,040	0,054	0,051	0,049	0,045	0,049	0,047	0,056	0,046	0,054	0,042	0,046	0,043	0,043	0,049
Min	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,984	1,000	1,000	1,016	1,016	1,000	1,000	1,000	1,000	1,016
Maks	1,111	1,150	1,150	1,150	1,100	1,150	1,111	1,200	1,200	1,200	1,150	1,15	1,150	1,150	1,200
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Sol Posterior															
Ort	1,077	1,093	1,087	1,101	1,074	1,071	1,087	1,127	1,111	1,122	1,077	1,085	1,077	1,082	1,093
Std sap.	0,029	0,025	0,031	0,025	0,030	0,033	0,036	0,021	0,023	0,021	0,025	0,018	0,025	0,025	0,025
Min	1,016	1,016	1,048	1,016	1,048	1,016	1,016	1,016	1,079	1,079	1,079	1,015	1,048	1,016	1,048
Maks	1,111	1,143	1,111	1,143	1,111	1,143	1,111	1,143	1,143	1,143	1,111	1,111	1,111	1,111	1,143
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

Çizelge 3.6. KIBT' de üst çenede konumlandırmanın magnifikasyon faktörü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ve p değerleri (p<0,05 istatistik olarak anlamlı).

Sol Posterior															
Konm	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
Ort	1,119	1,122	1,130	1,106	1,095	1,0714	1,119	1,138	1,148	1,095	1,103	1,087	1,111	1,140	1,103
Std sap.	0,033	0,021	0,032	0,023	0,029	0,027	0,014	0,012	0,018	0,021	0,027	0,027	0,019	0,021	0,024
Min	1,079	1,079	1,079	1,079	1,048	1,016	1,111	1,111	1,143	1,048	1,079	1,048	1,079	1,111	1,079
Maks	1,206	1,143	1,206	1,143	1,143	1,111	1,143	1,143	1,206	1,111	1,143	1,111	1,143	1,175	1,143
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Anterior															
Ort	1,115	1,099	1,095	1,099	1,078	1,074	1,106	1,109	1,150	1,111	1,104	1,111	1,109	1,109	1,086
Std sap.	0,018	0,016	0,016	0,019	0,033	0,036	0,020	0,020	0,034	0,019	0,017	0,024	0,028	0,020	0,032
Min	1,079	1,079	1,079	1,079	1,016	1,016	1,079	1,079	1,111	1,079	1,079	1,079	1,048	1,079	1,016
Maks	1,143	1,111	1,111	1,143	1,111	1,111	1,143	1,143	1,206	1,143	1,143	1,143	1,143	1,143	1,111
P değ.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Sağ Posterior															
Ort	1,095	1,095	1,111	1,111	1,103	1,103	1,119	1,114	1,151	1,103	1,095	1,103	1,116	1,114	1,095
Std sap.	0,021	0,021	0,013	0,023	0,027	0,024	0,020	0,025	0,036	0,024	0,025	0,024	0,023	0,025	0,032
Min	1,079	1,079	1,079	1,079	1,048	1,079	1,079	1,079	1,111	1,079	1,048	1,079	1,079	1,079	1,048
Maks	1,143	1,143	1,143	1,143	1,143	1,143	1,143	1,143	1,206	1,143	1,143	1,143	1,143	1,143	1,143
P değ.	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001

3.3 Panoramik Görüntülemelerde Konumlamaların Alveolar Kemik Seviyelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri

3.3.1 İdeal Konumda

İdeal konumda yani her üç düzlemde de 0° konumunda elde edilen panoramik görüntüde alveolar kemik seviyeleri arasında dört ayrı grup için de istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$) (Çizelge 3.7).

3.3.2 Öne Doğru Eğilme Konumunda

Öne doğru 5° eğim ile alınan panoramik görüntüde alveolar kemik seviyeleri arasında sadece alt çene posterior dişler bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,014$). Bu seviyeler arasında apikal seviyedeki magnifikasyon kat sayısı okluzal seviyeden istatistiksel olarak anlamlı büyümüştür (Çizelge 3.7).

3.3.3 Arkaya Doğru Eğilme Konumunda

Arkaya doğru 5° eğim ile alınan panoramik görüntüde alveolar kemik seviyeleri arasında sadece alt çene posterior dişler bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,048$). Bu seviyeler arasında apikal seviyedeki magnifikasyon kat sayısı okluzal seviyeden istatistiksel olarak anlamlı büyümüştür (Çizelge 3.7).

Çizelge 3.7. Panoramik görüntülemelerde konumlanmanın alveolar kemik seviyeleri arasındaki vertikal magnifikasyon katsayıları farkı, standart sapma, minimum, maksimum ve p değerleri.

İdeal Konumda											
Alt Çene Posterior						Alt Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks.	P değ.
1.	1,269	0,039	1,193	1,342	0,052	1.	1,094	0,080	1,000	1,193	0,779
2.	1,269	0,000	1,269	1,269	0,052	2.	1,155	0,081	1,060	1,269	0,779
3.	1,306	0,039	1,269	1,342	0,052	3.	1,136	0,089	1,060	1,269	0,779
Üst Çene Posterior						Üst Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.
1.	1,287	0,052	1,193	1,342	0,707	1.	1,219	0,076	1,120	1,342	0,257
2.	1,306	0,039	1,269	1,342	0,707	2.	1,219	0,039	1,193	1,269	0,257
3.	1,306	0,039	1,269	1,342	0,707	3.	1,257	0,031	1,193	1,269	0,257
5° Öne Doğru Eğimleme Konumunda											
Alt Çene Posterior						Alt Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.
1.	1,260	0,026	1,193	1,269	0,014	1.	1,113	0,083	1,000	1,193	0,827
2.	1,269	0,039	1,193	1,342	0,014	2.	1,136	0,089	1,060	1,269	0,827
3.	1,315	0,037	1,269	1,342	0,014	3.	1,149	0,103	1,060	1,269	0,827
Üst Çene Posterior						Üst Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.
1.	1,259	0,048	1,193	1,342	0,109	1.	1,169	0,037	1,120	1,193	0,087
2.	1,260	0,026	1,193	1,269	0,109	2.	1,181	0,029	1,120	1,193	0,087
3.	1,297	0,037	1,269	1,342	0,109	3.	1,219	0,039	1,193	1,269	0,087
5° Arkaya Doğru Eğimleme Konumunda											
Alt Çene Posterior						Alt Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.
1.	1,250	0,053	1,193	1,342	0,048	1.	1,098	0,115	0,945	1,269	0,670
2.	1,296	0,055	1,193	1,342	0,048	2.	1,155	0,081	1,060	1,269	0,670
3.	1,325	0,052	1,269	1,419	0,048	3.	1,136	0,089	1,060	1,269	0,670
Üst Çene Posterior						Üst Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.
1.	1,269	0,000	1,269	1,269	0,374	1.	1,219	0,061	1,120	1,269	0,739
2.	1,296	0,055	1,193	1,342	0,374	2.	1,243	0,061	1,193	1,342	0,739
3.	1,287	0,066	1,193	1,342	0,374	3.	1,244	0,039	1,193	1,269	0,739

3.4 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Konumlamannın Alveolar Kemik Seviyelerindeki Vertikal Magnifikasyon Katsayısına Etkileri

3.4.1 İdeal Konumda

İdeal konumda yani her üç düzlemde de 0° konumunda elde edilen konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüde alveolar kemik seviyeleri arasında dört ayrı gurup için de istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$) (Çizelge 3.8)

3.4.2 Öne Doğru Eğimleme Konumunda

Öne doğru 5° eğim ile alınan KIBT görüntüsünde alveolar kemik seviyeleri arasında sadece alt çene posterior dişler bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,027$). Bu seviyeler arasında apikal seviyedeki magnifikasyon kat sayısı okluzal seviyeden istatistiksel olarak anlamlı büyümüştür (Çizelge 3.8).

3.4.3 Arkaya Doğru Eğimleme Konumunda

Arkaya doğru 5° eğim ile alınan KIBT görüntüsünde alveolar kemik seviyeleri arasında alt çene posterior ve üst çene anterior diş bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,017$, $p=0,010$). Alt çene posterior bölgedeki seviyeler arasında orta seviyedeki magnifikasyon kat sayısı okluzal seviyeden istatistiksel olarak anlamlı büyümüştür. Üst çene anterior bölgede ise apikal seviyedeki magnifikasyon kat sayısı hem okluzal hem de orta seviyelerin magnifikasyon kat sayısından istatistiksel olarak anlamlı büyümüştür (Çizelge 3.8).

Çizelge 3.8. KIBT' de konumlamamın alveolar kemik seviyeleri arasındaki vertikal magnifikasyon katsayıları farkı, standart sapma, minimum, maksimum ve p değerleri.

İdeal Konumda											
Alt Çene Posterior						Alt Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks.	P değ.	seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks.	P değ.
1.	1,083	0,035	1,015	1,111	0,462	1.	1,115	0,064	1,015	1,200	0,921
2.	1,091	0,016	1,079	1,111	0,462	2.	1,121	0,053	1,015	1,150	0,921
3.	1,103	0,022	1,079	1,142	0,462	3.	1,123	0,030	1,079	1,150	0,921
Üst Çene Posterior						Üst Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks	P değ.
1.	1,083	0,026	1,047	1,111	0,098	1.	1,084	0,023	1,047	1,111	0,470
2.	1,099	0,023	1,079	1,142	0,098	2.	1,100	0,016	1,079	1,111	0,470
3.	1,115	0,026	1,079	1,142	0,098	3.	1,074	0,046	1,015	1,111	0,470
5° Öne Doğru Eğilme Konumunda											
Alt Çene Posterior						Alt Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks	P değ.
1.	1,075	0,020	1,047	1,111	0,027	1.	1,043	0,046	1,000	1,100	0,386
2.	1,079	0,023	1,047	1,111	0,027	2.	1,082	0,046	1,015	1,150	0,386
3.	1,103	0,014	1,079	1,111	0,027	3.	1,065	0,045	1,000	1,100	0,386
Üst Çene Posterior						Üst Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks.	P değ.	seviye	Ort.	Std. sap	Min.	Maks.	P değ.
1.	1,087	0,022	1,047	1,111	0,535	1.	1,116	0,023	1,079	1,142	0,753
2.	1,099	0,029	1,047	1,142	0,535	2.	1,105	0,023	1,079	1,142	0,753
3.	1,099	0,029	1,047	1,142	0,535	3.	1,111	0,028	1,079	1,142	0,753
5° Arkaya Doğru Eğilme Konumunda											
Alt Çene Posterior						Alt Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks.	P değ.	seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks.	P değ.
1.	1,099	0,016	1,079	1,111	0,017	1.	1,124	0,065	1,015	1,200	0,216
2.	1,126	0,016	1,111	1,142	0,017	2.	1,145	0,032	1,111	1,200	0,216
3.	1,119	0,050	1,079	1,238	0,017	3.	1,128	0,039	1,100	1,200	0,216
Üst Çene Posterior						Üst Çene Anterior					
seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks.	P değ.	seviye	Ort.	Std.sap	Min.	Maks.	P değ.
1.	1,134	0,014	1,111	1,142	0,109	1.	1,126	0,017	1,111	1,142	0,010
2.	1,138	0,011	1,111	1,142	0,109	2.	1,137	0,012	1,111	1,142	0,010
3.	1,174	0,033	1,142	1,206	0,109	3.	1,185	0,032	1,142	1,206	0,010

4. TARTIŞMA

İmplant cerrahisi öncesi değerlendirmede çenelerin radyolojik görüntülerinin incelenmesi hayati bir öneme sahiptir (Vazquez ve ark 2011). Fakat çeşitli yöntemlerle görüntüler elde edilirken başın konumlanmasında yapılan hatalar özellikle implant boyutunu seçerken yapılan ölçümlerin farklı olmasına neden olmaktadır (Sheikhi ve ark 2012). İmplantın ucu ile önemli anatomik yapılar arasında en az 2mm'lik güvenlik aralığı bırakan bir implant uzunluğu seçerken, örneğin alt çene molar bölgede implant yerleştirme yerinde mandibular kanalın seyrini doğru bir şekilde lokalize etmek ve doğru ölçümler yapmak olası komplikasyonları önlemek adına oldukça önemlidir (Vazquez ve ark 2011). Bu nedenle; kuru kafa modelde oluşturduğumuz 28 adet diş bölgesine eşit aralıklarla yerleştirilen küreler hem implant vazifesi görmesi hem de alveol kemiğinin herhangi bölgesindeki lezyona karşılık gelmesi için üçer adet kullanılmıştır. Ve farklı baş konumları kullanılarak özellikle implant ya da çene cerrahisi için çok sık tercih edilen iki görüntüleme yönteminde (panoramik ve KIBT) görüntüler elde edilmiştir. Bu görüntülerin her birinde diş bölgelerinin ayrı seviyesindeki magnifikasyon katsayısı hesaplanarak KIBT ve panoramik röntgen görüntülerinin konumlamaya bağlı olarak ölçümlerin doğruluğunun seviyesini belirlemek çalışmamızın amacı olmuştur.

Ölçümler ilk olarak her bir görüntüde tek gözlemci tarafından yapılmış ve ölçümlerin tekrarlanabilir olduğunun gösterilmesi ile gözlemcinin ölçümlerinin güvenilirliğinin değerlendirilmesi için üç hafta aradan sonra aynı ölçümler tekrarlanmıştır. İki ayrı ölçüm arasında yüksek derecede uyum bulunduğundan ($p=0.986$) analizlerde ikinci ölçümlerin kullanılması uygun görülmüştür. Çalışma sonuçları için ilk bölümde panoramik ve KIBT görüntülerin her ikisinde de altı ayrı çene bölgesinin (alt çene sağ posterior, alt çene anterior, alt çene sol posterior, üst çene sol posterior, üst çene anterior, üst çene sağ posterior) farklı baş konumları ile ne kadar değişikliğe uğradığı normal konum ile kıyaslanması için analiz yapılmıştır. İkinci bölümde ise çeneler dört bölgeye (alt çene posterior, alt çene anterior, üst çene posterior, üst çene anterior) ayrılmış ve çenelerin sağ ve sol yarılarının simetrik yerleşimli üç konum (0,0,0) (0,-5,0) (0,+5,0) seçilerek bu konumlarda alveolar kemik seviyeleri (1.seviye=okluzal, 2.seviye=orta, 3.seviye=apikal) arasında dikey magnifikasyon katsayısı bakımından fark olup olmadığı analiz edilmiştir.

Dental değerlendirmede kullanılan birçok radyolojik yöntem içerisinden implantın uygulanacağı bölgeyi belirlemek için panoramik görüntüleme en çok tercih edilen direkt radyografi tekniğidir (Vazquez ve ark 2011). Panoramik radyografi; dişlerin tamamını, çevreleyen yapıları, yüz kemikleri, kondiller, maksiller sinüsleri ve burun komplekslerini kapsayan tek radyograf üzerinde değerlendirme imkanı sunan benzersiz bir görüntüleme yöntemi olarak çok sık kullanılmaktadır. Fokal trough veya imaj tabakası adı verilen üç boyutlu zon içerisinde kalan yapılardan iyi bir görüntüleme elde edilirken bu zonun dışında kalan yapılar bulanık ve çok fazla magnifiye olmuş durumda görüntülenir (Subbulakshmi ve ark 2016). Bu sebeple panoramik görüntüleme sırasında hastanın başının konumuna göre çeşitli değişikliklerin oluşması söz konusudur. enelerin konumlarına göre %10 ile %30 arasında değişen magnifikasyon katsayısı çok sayıda çalışma sonucunda rapor edilmiştir (Yim ve ark 2011). Stremotas ve ark (2002) yaptıkları çalışma sonucunda panoramik röntgen ile alınan görüntülerde kafa pozisyonlarının her üç düzlemde maksimum 10° açı ile konumlandırılmalarını tavsiye etmişlerdir, çünkü 10° üstü aılamalarda görüntüye giren yapıların çoğu imaj tabakası dışına çıktıklarından uzman olmayan gözlerin bile fark edeceği distorsiyonların gözleneceği belirtilmiştir. Çalışmamızda uzman olmayan gözlere muhtemelen normal konumda alınmiş görüntü gibi görülebileceğinden her bir düzlemde de 5° aılama tercih edilmiştir.

Panoramik röntgen cihazlarının her birinin kullandığı projeksiyon geometrisine göre her üretici firma farklı oranlarda magnifikasyon katsayısını cihazın kullanım kılavuzunda kullanıcıya bildirmektedir. Bu sebeple boyut ölçümleri yaparken hep aynı cihazdan alınan görüntülerin değerlendirilmesi gerekmektedir (Amir ve ark 1998). Bu durumdan yola çıkararak çalışmamızda farklı konumlarda alınan panoramik görüntülerinin hepsi aynı cihazdan çekilmiştir (PaX-Primo dental X-ray sistem, VATECH ,Hwaseong-si, Gyeonggi-do,KORE). Aynı cihazdan alınan görüntülerin farklı bölgelerinde bile farklı magnifikasyon katsayısı olabilmektedir (Devlin ve Yuan 2013). Çalışmamızda ideal konumda alınan panoramik görüntüde farklı diş grubu bölgelerindeki dikey magnifikasyon katsayısı istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmıştır ancak ortalama magnifikasyon boyutu 1mm'den daha küçük bulunmuştur. Yalnız farklı baş konumları kullanılarak alınan görüntülerin diş bölgeleri arasında magnifikasyon sayıları istatistiksel olarak anlamlı şekilde değiştiği ve bazı bölgelerde 1mm' yi geçen magnifikasyonlar gözlenmiştir.

Başın konumlanmasında yapılan hatalar, görüntülerde yapılan ölçümlerin farklı olmasına neden olmaktadır (Sheikhi ve ark 2012). Bundan dolayı çenelerin konumlarına bağlı olarak hem vertikal hem horizontal magnifikasyon katsayısı değişir. Özellikle horizontal magnifikasyon katsayıları, cisim ile sensör arasındaki mesafeye göre oldukça değişmektedir (Sadat-Khonsari ve ark 2012). Tronje ve ark (1981) panoramik görüntülerde küre şekilli metal topların eliptik göründüğünü ortaya koyup bunun horizontal ve vertikal büyüme faktörlerinin farklı çalışmasının sonucu olduğunu bildirmişlerdir. Ve çalışmalarında horizontal büyüme faktörünün güvenilir olmadığı sonucuna varmışlardır. Yine Kara (2010), yaptığı çalışmada kuru kafa modelin dış bölgelerine implant şekilli vidalar yerleştirip farklı baş konumlarıyla aldığı konvansiyonel ve dijital panoramik görüntülerin her ikisinde de horizontal magnifikasyonun vertikal magnifikasyondan çok daha fazla değişken olduğu sonucuna varmıştır. Horizontal boyut değişikliğinin baş pozisyonuna bağlı olarak panoramik görüntüleme çok fazla değişiklik göstermesinden ve güvenilir olmamasından dolayı çalışmamızda sadece vertikal boyut ölçümü yapılmıştır.

Çenelerin ön bölgesi ile arka bölgeler arasında vertikal boyut açısından çok ciddi değişiklikler görünmemesine rağmen horizontal boyut değişiklikleri çok nettir (Xie ve ark 1996). Bu durum imaj tabakasının anterior bölgede daha küçük olmasından kaynaklanmaktadır (Nikneshan ve ark 2013). Lucchessi ve ark (1988) yaptıkları çalışmada magnifikasyondaki sapmaların mandibula anterior bölgede diğer bölgelere göre daha sık olduğunu bulmuşlardır. Bu durumun bizim çalışmamızda küçük magnifikasyon değerlerinin alt çene anterior bölgede bulunmasıyla çelişmektedir. Fakat bu durum bizim çalışmamızda sadece vertikal magnifikasyonun ölçülmesinden kaynaklanmaktadır. Yine Hoseini Zarch ve ark (2011) yaptıkları çalışma sonucu tüm baş model konumları için büyümede sapmaların anteriorda daha fazla olduğunu ve orta hatta yaklaştıkça arttığını bildirmişlerdir. Yeo ve ark (2002) 1,85-35 mm boyutlara sahip silindirik metalleri ark benzeri yapıya yerleştirip her üç düzlemde ideal konum ile 5° ve 10° açı vererek panoramik röntgenler elde edip hem vertikal hem de horizontal magnifikasyon katsayısını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucu olarak horizontal magnifikasyon faktörü değişiminin anlamlı olarak farklı olduğunu bildirmelerine rağmen vertikal büyüme değişiminin çok küçük olduğunu rapor etmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da diğer çalışmalara uygun olarak sadece vertikal magnifikasyon katsayısı açısından anterior bölgelerdeki vertikal

magnifikasyon katsayılarının nispeten küçük ve çok fazla değişiklik göstermediği bulunmuştur.

Başın konumu standardize edilmiş bile olsa çenelerde gözlenen büyük boyut ve şekil varyasyonları en uygun panoramik röntgenleri daha az tahmin edilebilir ve tekrarlanabilir yapar. Birçok çalışma panoramik radyograflarda gözlenen dişlerin konumlarının doğru şekilde temsil edilmediğini bu nedenle de hekimin klinik muayene ile bulgularını desteklemesi gerektiğini rapor etmiştir (Flores-Mir ve ark 2014). Van Elslande ve ark (2008) tarafından panoramik radyografların mandibular asimetriyi belirlemedeki doğruluğunun tespiti için yapılan yayınların gözden geçirilmesini yaptıkları çalışmalarında vertikal ölçümlerin angular ya da horizontal ölçümlerden daha güvenilir olduğu sonucuna varmış ve vertikal ölçümlerde de cismin hala kendi gerçek uzunluğunun yansıtılmadığı vurgulanmıştır. Park (2010)' ın implant tedavisi görmüş hastaların dijital panoramik radyograflarının geriye dönük değerlendirmesini yaptığı çalışmada ortalama vertikal magnifikasyon faktörünü 1.26 olarak ölçmüştür. Bu durum yaptığımız çalışmada ideal pozisyonda alınan panoramik röntgende bile ortalama 1.24' lük bir vertikal magnifikasyonun bulunmasıyla uyumludur.

Panoramik radyograflarda görüntünün bozukluğu ve magnifikasyonu öngörülemez. Görüntüdeki anatomik yapıların gerçek boyutları ölçülemez. Ancak son yıllarda geliştirilen KIBT' nin, yapılan çalışmalar sonucunda boyut ölçümlerinde mükemmel bir doğruluk sunduğu tespit edilmiştir (Yim ve ark 2011). Amerikan Oral Ve Maksillofasial Radyoloji Akademisi (AAOMR) yakın zamanda KIBT' nin implant planlaması için kullanılan en iyi seçenek olduğunu bildirmiştir (Pedroso ve ark 2014). Ayrıca yapılan başka çalışmalar sonucu da KIBT' nin boyutsal doğruluğu ile BT' in boyutsal doğruluğu arasında da fark olmadığı bulunmuştur (Egbert ve ark 2015). Yaptığımız çalışmada ideal konumda alınan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerindeki tüm diş bölgelerinde ortalama vertikal makgnifikasyon katsayısı panoramik görüntülemeye göre oldukça düşük bulunmuştur(1.09-%9). Yine panoramik görüntülemenin aksine bu magnifikasyon katsayısı bölgelere göre de istatistiksel olarak anlamlı değişmemektedir ($p \geq 0,05$).

İmplantoloji için kullanılacak kemik boyutunu ölçmede crossectional görüntüleme ile bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesi hakkında bilgiler sunmasına

bağlı olarak KIBT kullanımını ciddi şekilde artış göstermektedir. Fakat KIBT panoramik görüntüye kıyasla daha kesin bilgiler sunsa da tüm implant cerrahisi veya başka cerrahiler öncesi hastalardan, KIBT görüntüsü almak zorunlu değildir. Bazı çalışmalar birçok implant vakasında özellikle mandibula posterior bölgeye ya da alveolar kemik kaybının aşırı olmadığı düşünülen hastaların diğer çene alanlarında panoramik görüntülemenin yeterli olduğunu göstermiştir (Luangchana ve ark 2015). Yine benzer şekilde yapılan çalışmalarda gösterilmiştir ki panoramik radyograflar, posterior mandibular implantları yerleştirmeden önce mevcut kemik yüksekliğini değerlendirmek için yeterince güvenilirdir (Vazquez ve ark 2011). Buna uygun olarak yaptığımız çalışma sonucunda da başın konumu ile magnifikasyon katsayısının değişiminin mandibula posterior bölgelerde oldukça düşük olduğu saptanmıştır.

İçöz (2016)' ün kuru kafa modelin diş bölgelerine implantı taklit eden 28 adet metal vida yerleştirerek farklı konumlardan panoramik ve KIBT görüntüleri alıp dikey magnifikasyon katsayısını değerlendirdiği çalışmada sağ sol açısız konum değişikliklerinde panoramik radyograflarda maksilla posterior bölgelerdeki dikey magnifikasyon katsayısının anlamlı olarak büyüdüğünü bulmuştur. Ancak çalışmamızda başın öne ve arkaya eğimlenmesine ek olarak başın sağa veya sola rotasyonuna bağlı olarak panoramik görüntüde en yüksek dikey magnifikasyon katsayısına sahip bölgelerin maksiller posterior bölgeler olduğu bulunmuştur (1.37-%37). Bu durum çalışmamızda her bir diş boşluğu için üç adet metal küre kullanmamızdan kaynaklı olabilir.

Panoramik radyografiye göre oldukça küçük magnifikasyon gösteren KIBT, medikal BT ile kıyaslandığında bile maksillofasial bölgenin görüntülenmesinde daha avantajlıdır (Timock ve ark 2011). Ancak hastaya herhangi ağız içi görüntüleme veya panoramik görüntülemeye daha fazla radyasyon dozu vermektedir (Rosen ve ark 2017). Ayrıca KIBT görüntülerinin ölçümlerinin doğruluğunun sınırları tam olarak belirlenmemiştir (Timock ve ark 2011).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi geleneksel ve dijital radyograflara kıyasla daha karmaşık ve üç boyutlu görüntülemeyle yapıları güvenilir şekilde sunan bir teknolojidir. KIBT, implant yerleştirmeden önce anatomik yapıların ve konumların tanımlanması ve diğer ağız cerrahisi prosedürleri, endodontik tedavi öncesi ve

sırasında ve ortodontik tedavi planlanırken dahil birçok klinik endikasyon için doğru ve kullanışlı bir görüntüleme aracıdır. Son zamanlarda KIBT taramaları, farklı noktadaki palatal mukozanın kalınlığını noninvaziv olarak ölçebilme becerileri nedeniyle incelenmiş ve doğru bulunmuştur. Bu kadar klinik endikasyonun yanında yapılan çalışmalarda en çok implantolojide kullanıldığı tespit edilmiştir (Mah 2014).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografide görüntüler, hastanın kafası çevresinde sadece bir dönüş veya daha az mesafede elde edilebilir. 4 ile 30 cm arasında değişen görüntüleme alanı (FOV) ile silindirik veya küresel bir veri hacminde kaydedilir. Vokseller, izotropiktir ve tipik olarak 0,08 ile 0,4 mm³ arasında değişir. Görüntüler, kişisel bir bilgisayarda çok boyutlu, yeniden biçimlendirilmiş iki boyutlu, üç boyutlu ve panoramik yeniden üretimler geliştiren özel algoritmalar kullanılarak geleneksel eksensel düzlem dışındaki yönlerde de oluşturulabilir (Kamburoğlu ve ark 2011).

Her ne kadar KIBT yüksek çözünürlüklü ve boyutsal olarak doğru görüntüler sunsa da, farklı gözlemciler tarafından ve farklı zaman noktalarında ölçülen potansiyel implant alanlarının doğru ölçümlerinin yapılması zorlayıcı olmaya devam etmektedir. Çalışmalar KIBT taramalarında ölçme doğruluğu ile ilgili çelişkili sonuçlar bildirmiştir (Sabban ve ark 2015). Son zamanlarda yapılan çalışmaların bazılarında KIBT görüntülerinde ölçülen lineer uzunlukların gerçek uzunluktan daha az olduğu yönünde olmuştur (Luangchana ve ark 2015). Ancak çalışmamızda ideal konum dahil tüm baş pozisyonlarında KIBT görüntülerinde yapılan dikey boyut ölçümlerinde ortalama değerler normal boyutta ya da az da olsa büyük çıkmıştır. En küçük vertikal magnifikasyona sahip ortalama değer sola eğimli konumda alt anterior bölgede bulunmuştur (1,03±0,04). Bu durumun cihazlar arası mümkün olabilecek kalibrasyon farkından kaynaklandığı düşünülmektedir. Öte yandan konik ışınli tomografi ölçümlerinin güvenilirliğinin değerlendirildiği, Kamburoğlu ve ark (2011) tarafından yapılan ve kurukafanın çeşitli noktalarına gutta perkaların yapıştırılıp aralarındaki mesafelerin ölçüldüğü çalışmada mesafeler, hem kurukafa üzerinde fiziksel ölçümlerle hem de iki farklı KIBT cihazından alınan görüntüler üzerinde çeşitli rekonstrüksiyonlarda ölçülmüştür. Çalışmanın sonucu olarak da KIBT görüntülerinde belirli mesafelerin ölçümlerinin oldukça güvenilir ve tekrarlanabilir olduğunu bildirmişlerdir. Benzer amaçlarla Cook ve ark (2015) tarafından kadavra çenelerinden KIBT cihazın üç farklı FOV ile voksel boyutlarında tarama

seçenekleriyle elde ettikleri görüntülerde yükseklik ve alveolar kemik genişliğini diseksiyon yolu ile elde edilen direkt ölçümlerle kıyasladıkları bir çalışma yapmışlardır. Hem yükseklik hem de genişlik için de KIBT görüntülerinin FOV ve voksel boyutları farklı bile olsa güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. Ancak yükseklik ölçümünün genişlik ölçümünden daha fazla gerçek boyuta yakın çıktığı sonucuna varmışlardır.

Literatür tarandığında bazı çalışmaların hasta pozisyonlandırılması sırasında çenelerin yanlış konumlandırılmasına bağlı olarak KIBT görüntülerindeki ölçümlerin doğruluğunun değiştiği yönüdeyken, diğerleri ise yanlış konumlandırmadan kaynaklı ölçümlerin KIBT doğruluğuna etki etmediği yönündedir (Adibi ve ark 2017). Ganguly ve ark (2011) kadavra kurukafalarındaki mandibuların bukkal ve lingual kortikal plakalarının üzerine yerleştirilen gutta perkadan yapılan radyopak rastgele belirteçler üzerinde çalışmış ve bunları kumpas kullanarak elde edilen gerçek ölçümlerle karşılaştırmışlardır. KIBT' nin 1 mm' den daha küçük bir hata ile doğrusal ölçüm için güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda da elde edilen ölçümlerin 1mm'den oldukça küçük boyutlarda magnifikasyon değişikliği olduğunu gösterilmiştir. Yine 1mm'den daha küçük bile olsa başın öne ve arkaya eğildiği konumlarda alveolar kemik seviyeleri arasında da vertikal magnifikasyon katsayılarında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmıştır. Öte yandan Sheikhi ve ark (2012) altı adet insan kuru kafasında seçilmiş beş bölgeye (anterior, premolar ve molar) gutta perkaları belli aralıklarla yerleştirmişlerdir. Farklı baş pozisyonları kullanarak elde edilen KIBT görüntülerinde üç düzlemde de gutta perkaların aralarındaki uzaklığı ölçtükleri çalışmalarında, ideal pozisyon ile diğer pozisyonlarda alınan görüntülerin magnifikasyon katsayılarını kıyaslamışlardır. Başın rotasyon ve öne doğru eğilme konumlarında magnifikasyonun anlamlı derecede arttığını bulmuşlardır. Bu tarz konumlandırma hatalarında magnifikasyonun KIBT' de maksimum olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinde konumlamamanın dikey magnifikasyona etki ettiği gözlenmiştir. Bu çalışmaya uygun olarak bizim çalışmamızda da en yüksek magnifikasyon oranlarının başın sağa veya sola rotasyonu ile öne ve arkaya eğilmede bulunmuştur. Ancak istatistiksel olarak bu tarz konumlamalarda magnifikasyonun anlamlı arttığı gözlenirse bile hala 1mm'den daha küçük oranda bir

magnifikasyon artışı söz konusudur (KIBT ölçülen en yüksek magnifikasyon katsayısı arkaya doğru eğilme konumunda ve $1,15 \pm 0.04$ olarak hesaplanmıştır.)

İçöz (2016) ise yaptığı çalışmada sağ sol açısal konumlama ile ön arka açısal konumlamada KIBT görüntülerin bazı bölgelerinde 1mm'den hafif olarak artan büyüme gözlemediğini bildirmiştir. Çalışmamızda 1mm'yi geçen magnifikasyon katsayısı ölçülmediğinden buradaki artışın 1mm'den hafif fazla olması kullanılan metal cisimlerin boyut farklılığından kaynaklandığını düşünülmektedir.



5. SONUÇ ve ÖNERİLER

KIBT ve panoramik görüntü alınırken hasta konumlandırmasında üretici firmanın önerleri dikkate alınmalıdır, çünkü konumlandırma hatalarında her iki cihazda da vertikal magnifikasyon katsayısı bölgelere göre anlamlı değişiklik göstermektedir. Panoramik radyograflarda vertikal magnifikasyonun en fazla olduğu bölgeler üst çene posterior bölgeler iken en düşük magnifikasyona alt çene anterior bölgelerde rastlanmıştır. Panoramik röntgenlerde bölgeler arasında ideal konumda bile vertikal magnifikasyon katsayılarında farklılıklar gözlenebilmektedir. Yine de ölçümlerde 1mm' nin çok az üzerine çıkan bölgeler olmasına rağmen ortalama magnifikasyon 1mm'yi geçmemektedir. Bu durum ideal konumda alınan röntgenlerde vertikal ölçümlerin güvenilir olduğunu göstermektedir. Konumlamada yapılan ufak hatalarda bile alt çene posterior, alt çene anterior ve üst çene anterior bölgelerinde ölçülen vertikal magnifikasyon değerlerinde 1mm güven aralığıyla ölçüm yapmak mümkün olmaktadır. Üst çene posterior bölge de aslında konumlandırma hatalarından anlamlı derecede etkilenmemektedir. Ancak diğer bölgelerden daha fazla oranda magnifikasyon göstermektedir.

KIBT' de en fazla magnifikasyonun olduğu diş bölgeleri üst çene posterior bölgeler iken en düşük magnifikasyona alt çene posterior bölgelerde rastlanmaktadır. Fakat KIBT görüntülerinde konumlandırmada yapılan gözle görülür hatalarda bile 1mm' den çok daha az miktarda bir büyüme bulunmuştur. Bu durum KIBT cihazlarının ölçümlerinin panoramik görüntülemeye göre daha güvenilir olduğunu göstermektedir.

Her iki görüntüleme yönteminde de ideal konumda alınan görüntülerin alveolar kemik seviyelerindeki vertikal magnifikasyon istatistiksel olarak anlamlı derece farklı bulunmamıştır. Ancak öne veya arkaya doğru açısal konumlandırma hatalarında seviyeler arası fark bulunmuştur. Bu durum konumlandırma hatalarında her diş bölgesinin yanında farklı alveolar seviyeye de vertikal magnifikasyonun farklı etki edebileceğinin bir göstergesidir. İmplant cerrahisi gibi ölçümlerin önemli olduğu durumlarda alınan görüntülerde görüntüyü alan kişinin konumlandırma konusunda eğitimi ve dikkati çok önemlidir. Ölçümler sırasında gözle fark edilemeyecek kadar küçük konumlandırma hataları olabileceğinden özellikle panoramik röntgenlerde 1mm güven aralığı bırakılarak ölçümler yapılabilir ise vertikal boyutlar güvenle ölçülebilir.

6. KAYNAKLAR

- Abdinian M, Faghihian R, Safi M, 2017. Comparison of linear and angular measurement accuracy between cone beam computed tomography images and panoramic radiography. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 8, 14-20.
- Abramovitch K, Rice DD, 2014. Basic principles of cone beam computed tomography. *Dent Clin North Am*, 58, 463-84.
- Adibi S, Shahidi S, Nikanjam S, Paknahad M, Ranjbar M, 2017. Influence of Head Position on the CBCT Accuracy in Assessment of the Proximity of the Root Apices to the Inferior Alveolar Canal. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 18, 181-6.
- Adibi S, Zhang W, Servos T, O'Neill PN, 2012. Cone beam computed tomography in dentistry: what dental educators and learners should know. *Journal of dental education*, 76, 1437-42.
- Ahlin JH, 2003. *Maxillofacial Orthopedics: A Clinical Approach for the Growing Child*, 2nd ed. USA: Xulon Press, p. 95-6.
- Aktan AM, Haştar E, Çiftçi ME, Akgünlü F, 2012. Panoramik radyografıta farklı baş pozisyonlarının radyomorfometrik indekslere etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 15, 16-26.
- Amir Ć, Asja Ce, Melita V-P, Adnan Ć, Vjekoslav J, Muretic I, 1998. Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 86, 242-8.
- Angelopoulos C, 2008. Cone beam tomographic imaging anatomy of the maxillofacial region. *Dental clinics of North America*, 52, 731-52.
- Angelopoulos C, Aghaloo T, 2011. Imaging technology in implant diagnosis. *Dental clinics of North America*, 55, 141-58.
- Arcidiacono A, Schirotti A, 2014. *Clinical Indications In: Cone Beam CT and 3D Imaging: A Practical Guide*. Eds: Caruso P, Silvestri E, Sconfienza LM, 1st ed. Italy: Elsevier Inc, p.13-38.
- Brooks SL, 2003. *Maxillofacial Imaging In: Burket's Oral Medicine: Diagnosis & Treatment*. Eds: Burket LW, Greenberg MS, Glick M, 10th ed. Spain: BC Decker Inc, p. 35-43.
- Çaglayan F, Bayrakdar IS, 2016. The intraoral ultrasonography in dentistry. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 19, 1-9.
- Canger EM, Çelenk P, 2016. Dünyada ve Türkiye'de Diş Hekimliği Radyolojisi Eğitiminin Gelişimi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History*, 24, 60-6.
- Chan HL, Misch K, Wang H-L, 2010. Dental imaging in implant treatment planning. *Implant dentistry*, 19, 288-98.
- Cook V, Timock A, Crowe J, Wang M, Covell D, 2015. Accuracy of alveolar bone measurements from cone beam computed tomography acquired using varying settings. *Orthodontics & craniofacial research*, 18, 127-36.
- Çelik İ, Toraman M, Mihçioğlu T, Ceritoğlu D, 2007. Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 13, 21-8.
- de Oliveira Capote TS, de Almeida Gonçalves M, Gonçalves A, Gonçalves M, 2015. Panoramic radiography diagnosis of relevant structures that might compromise oral and general health

- of the patient. In: Emerging Trends in Oral Health Sciences and Dentistry. Eds: Viridi MS ,1st ed. InTech, p. 733-7
- Devlin H, Yuan J, 2013. Object position and image magnification in dental panoramic radiography: a theoretical analysis. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42, 1-7.
- Dhillon M, Raju SM, Verma S, Tomar D, Mohan RS, Lakhanpal M, Krishnamoorthy B, 2012. Positioning errors and quality assessment in panoramic radiography. *Imaging science in dentistry*, 42, 207-12.
- Egbert N, Cagna DR, Ahuja S, Wicks RA, 2015. Accuracy and reliability of stitched cone-beam computed tomography images. *Imaging Sci Dent*, 45, 41-7.
- Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR, 2008. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *Journal of endodontics*, 34, 273-9.
- Evlice BK, Öztunç H, 2013. Dijital radyografi ve diş hekimliğinde ileri görüntüleme yöntemleri. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 22, 220-38.
- Farman AG, 2007. *Panoramic Radiology: Seminars on Maxillofacial Imaging and Interpretation*, 1st ed. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, p.1-5.
- Flores-Mir C, Rosenblatt MR, Major PW, Carey JP, Heo G, 2014. Measurement accuracy and reliability of tooth length on conventional and CBCT reconstructed panoramic radiographs. *Dental press journal of orthodontics*, 19, 45-53.
- Ganguly R, Ruprecht A, Vincent S, Hellstein J, Timmons S, Qian F, 2011. Accuracy of linear measurement in the Galileos cone beam computed tomography under simulated clinical conditions. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40, 299-305.
- Görgeç VA, Güler Ç, Kızılcı E, 2014. Diş hekimliğinde konik ışınli bilgisayarli tomografi (CBCT). *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 3, 36-40.
- Harorlu A, Akgül H, Yılmaz A, ve ark, 2014. *Ağız Diş ve Çene Radyolojisi*. Birinci baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, s. 1-4, 134-84, 191-2, 207-28.
- Hoseini Zarch SH, Bagherpour A, Javadian Langaroodi A, Ahmadian Yazdi A, Safaei A, 2011. Evaluation of the accuracy of panoramic radiography in linear measurements of the jaws. *Iranian journal of radiology : Iranian Radiological Society*, 8, 97-102.
- Iannucci J, Howerton LJ, 2016. *Dental Radiography: Principles and Techniques*, 5th ed. Canada: Elsevier Health Sciences, p.147-98
- İçöz D, 2016. *Panoramik Radyografi ve Bilgisayarlı Tomografide Konumlandırmanın Dikey Boyut Üzerine Etkilerinin Araştırılması: İn vitro Çalışma, Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.*
- Kamburoğlu K, 2017. *Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi ve Dental İmplantoloji*. *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics*, 3, 106-9.
- Kamburoğlu K, Kolsuz E, Kurt H, Kılıç C, Özen T, Paksoy CS, 2011. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. *Journal of digital imaging*, 24, 787-93.
- Kara S, 2010. *Konvansiyonel ve İleri Görüntüleme Teknikleri İle Farklı Açılarda Alınan Görüntülerde Dikey ve Yatay Boyutun Saptanması, Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.*

- Langland, O.E., Langlais, R.P, 2002. Principles of Dental Imaging, 2nd Ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, p. 311–12.
- Lingam AS, Reddy L, Nimma V, Pradeep K, 2013. Dental implant radiology: Emerging concepts in planning implants. *Journal of Orofacial Sciences*, 5, 88-94.
- Luangchana P, Pornprasertsuk-Damrongsri S, Kiattavorncharoen S, Jirajariyavej B, 2015. Accuracy of linear measurements using cone beam computed tomography and panoramic radiography in dental implant treatment planning. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30, 1287-94.
- Lucchesi MV, Wood RE, Nortje CJ, 1988. Suitability of the panoramic radiograph for assessment of mesiodistal angulation of teeth in the buccal segments of the mandible. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. American Association of Orthodontists and American Board of Orthodontics*, 94, 303-10.
- Ludlow J, Mol A, 2004. Digital Imaging. In: *Oral Radiology, Principles and Interpretation*. Eds: White SC, Pharoah MJ, 5th ed. China : Mosby An Affiliate of Elsevier, p. 225-31.
- Luminati T, Tagliafico E, 2013. CBCT Systems and Imaging Technology. In: *Cone Beam CT and 3D imaging: A Practical Guide*. Eds: Caruso P, Silvestri E, Sconfienza LM: Springer Milan, p.
- Lurie A, 2004. Panoramic Imaging. In: *Oral Radiology, Principles and Interpretation*. Eds: White SC, Pharoah MJ, 5th ed. China : Mosby An Affiliate of Elsevier, p. 191-8.
- Mah J, 2014. The genesis and development of CBCT for dentistry. *The Academy of Dental Therapeutics and Stomatology*, p.1-10. Erişim adresi, https://www.dentalacademyofce.com/courses/2013/pdf/1012cei_genseis_dev_web.pdf.
- Markins SR, 2014. Artifacts Interfering with Interpretation of Cone Beam Computed Tomography Images. *Dental Clinics of North America*, 58, 485-95.
- Nackaerts O, Gijbels F, Sanna AM, Jacobs R, 2008. Is there a relation between local bone quality as assessed on panoramic radiographs and alveolar bone level?. *Clin Oral Investig*, 12, 31-5.
- Newadkar UR, Chaudhari L, Khalekar YK, 2016. Common errors on panoramic radiograph: A time to reflect and review and not to sweep them under the carpet!. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 7, 146-9.
- Nikneshan S, Sharafi M, Emadi N, 2013. Evaluation of the accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at different positions. *Imaging Sci Dent*, 43, 191-6.
- Park J-B, 2010. The evaluation of digital panoramic radiographs taken for implant dentistry in the daily practice. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15, 663-6.
- Parks ET, Williamson GF, 2002. Digital radiography: an overview. *J Contemp Dent Pract*, 3, 23-39.
- Pasler FA, 1993. *Color Atlas of Dental Medicine, Radiology*, 1st ed. Germany: Thieme, p. 9-14, 47-50, 63-8.
- Pasler FA, Visser H, 2011. *Dişhekimliği Radyolojisi: Cep Atlası*. Çeviri editörü: Aydın Ü, birinci baskı. Ankara, Atlas Kitapçılık, p. 2-28

- Pedroso LAM, Garcia RR, Leles JLR, Leles CR, Silva MAGS, 2014. Impact of cone-beam computed tomography on implant planning and on prediction of implant size. *Brazilian oral research*, 28, 46-53.
- Pittayapat P, Galiti D, Huang Y, Dreesen K, Schreurs M, Souza PC, Rubira-Bullen IR, Westphalen FH, Pauwels R, Kalema G, Willems G, Jacobs R, 2013. An in vitro comparison of subjective image quality of panoramic views acquired via 2D or 3D imaging. *Clin Oral Investig*, 17, 293-300.
- Prager M, Heiland S, Gareis D, Hilgenfeld T, Bendszus M, Gaudino C, 2015. Dental MRI using a dedicated RF-coil at 3 Tesla. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43, 2175-82.
- Rosen E, Allareddy V, Tsesis I, 2017. Case selection for the use of cone beam computed tomography in dentistry based on diagnostic efficacy and risk assessment. In: *Evidence-Based Decision Making in Dentistry: Multidisciplinary Management of the Natural Dentition*. Eds: Rosen E, Nencovsky CE, Thesis I, 1st ed. Switzerland: Springer International Publishing, p. 97-108.
- Rushton V, Horner K, 1996. The use of panoramic radiology in dental practice. *Journal of Dentistry*, 24, 185-201.
- Sabban H, Mahdian M, Dhingra A, Lurie AG, Tadinada A, 2015. Evaluation of linear measurements of implant sites based on head orientation during acquisition: An ex vivo study using cone-beam computed tomography. *Imaging science in dentistry*, 45, 73-80.
- Sadat-Khonsari R, Fenske C, Behfar L, Bauss O, 2012. Panoramic radiography: effects of head alignment on the vertical dimension of the mandibular ramus and condyle region. *European journal of orthodontics*, 34, 164-9.
- Scarfe WC, Farman AG, 2008. What is cone-beam CT and how does it work?. *Dental Clinics of North America*, 52, 707-30.
- Schulze R, Krummenauer F, Schalldach F, d'Hoedt B, 2000. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. *Dento maxillofacial radiology*, 29, 52-6.
- Sheikhi M, Ghorbanizadeh S, Abdinian M, Goroochi H, Badrian H, 2012. Accuracy of linear measurements of galileos cone beam computed tomography in normal and different head positions. *International journal of dentistry*, 2012, 1-6
- Stramotas S, Geenty JP, Petocz P, Darendeliler MA, 2002. Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. *European journal of orthodontics*, 24, 43-52.
- Subbulakshmi AC, Mohan N, Thiruneervannan R, Naveen S, Gokulraj S, 2016. Positioning errors in digital panoramic radiographs: A study. *Journal of Orofacial Sciences*, 8, 22-26
- Suomalainen A, Esmaili EP, Robinson S, 2015. Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. *Insights into imaging*, 6, 1-16.
- Tetradis S, Kantor M, 2009. Extraoral Radiographic Examinations. In: *Oral Radiology, Principles and Interpretation*. Eds: White SC, Pharoah MJ, 5th ed. China: Mosby An Affiliate of Elsevier, p. 210-23.
- Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, Covell DA, 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, 734-44.

- Tronje G, Welander U, McDavid W, Morris C, 1981. Image distortion in rotational panoramic radiography: I. General considerations. *Acta Radiologica. Diagnosis*, 22, 295-9.
- Van Elslande DC, Russett SJ, Major PW, Flores-Mir C, 2008. Mandibular asymmetry diagnosis with panoramic imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134, 183-92.
- Vazquez L, Nizam Al Din Y, Christoph Belser U, Combescure C, Bernard JP, 2011. Reliability of the vertical magnification factor on panoramic radiographs: clinical implications for posterior mandibular implants. *Clinical oral implants research*, 22, 1420-5.
- Whaites E, Drage N, 2002. *Essentials of Dental Radiography and Radiology*, 3rd ed. China: Churchill Livingstone Elsevier, p. 85-130, 161-80.
- Xie Q, Soikkonen K, Wolf J, Mattila K, Gong M, Ainamo A, 1996. Effect of head positioning in panoramic radiography on vertical measurements: an in vitro study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 25, 61-6.
- Yeo DKL, Freer T, Brockhurst P, 2002. Distortions in panoramic radiographs. *Australian orthodontic journal*, 18, 92-98.
- Yim JH, Ryu DM, Lee BS, Kwon YD, 2011. Analysis of digitalized panorama and cone beam computed tomographic image distortion for the diagnosis of dental implant surgery. *J Craniofac Surg*, 22, 669-73.

7. EKLER

EK-A Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Kararı



GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 08

15.02.2017

Konu: 2017/08 sayılı komisyon kararları

Sayın, Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 09.02.2017 tarihinde yapılan 2017/08 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **"Farklı Konum Açıkları Kullanılarak Kurukafadan Elde Edilen Panoramik Radyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması ve Değerlendirilmesi"** konu başlıklı projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Komisyon Başkanı

**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 08	Toplantı Tarihi : 09.02.2017
----------------------	------------------------------

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalından Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ ve aynı Anabilim Dalından Dt.Bilgün ÇETİN tarafından sunulan "**Farklı konum açılımları kullanılarak kurukafadan elde edilen panoramik radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinin karşılaştırılması ve değerlendirilmesi**" araştırma projesi 12 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan "**kabulüne**" oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Nispet ÜNLÜ
Üye

Doç.Dr.İsa YONDEM
Üye

Doç.Dr.Nevin ÇOBANOĞLU
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye

Prof.Dr.Sema S.HAKKI
Üye

Prof.Dr.Duygu İNDİK
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Prof.Dr.Hale ARI AYDINBELGE
Üye

Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ
Katılmadı

Prof.Dr.Sibel YILDIRIM
Üye

Doç.Dr.Mehmet AKIN
Katılmadı

Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye

Doç.Dr.K.Hakan DOĞAN
Üye

8. ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Gürün'de doğdu. İlköğrenimini Ankara Ergazi İlköğretim okulunda 2001 yılında tamamladı ve liseyi Ankara Sincan YDA Lisesi'nde 2005 yılında tamamladı. 2012 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden mezun oldu. Eylül-2014 Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı ile Selçuk Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitime başladı. Evlidir.

