T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PANORAMİK RADYOGRAFİ VE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE KONUMLANDIRMANIN DİKEY BOYUT ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI: *İN VİTRO* ÇALIŞMA

Derya İÇÖZ

DOKTORA TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof.Dr. Faruk AKGÜNLÜ

KONYA-2016

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PANORAMİK RADYOGRAFİ VE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE KONUMLANDIRMANIN DİKEY BOYUT ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI: *İN VİTRO* ÇALIŞMA

Derya İÇÖZ

DOKTORA TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 13102015 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2016

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince bilgi, hoşgörü ve deneyimlerini benden esirgemeyen ve doktora yapmama vesile olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ' ye, değerli hocam Doç. Dr. Füsun YAŞAR' a, hayatımın her döneminde, her durumda yanımda olan aileme; özellikle doktora eğitimi almam için en büyük desteğim olan babama, bu süreç boyunca sınırsız anlayışıyla hayatımı kolaylaştıran eşime ve çalışma ortamımızın huzuruna katkıda bulunan bütün çalışma arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimle…

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR v
ÖZET vi
SUMMARY ..... **vii**
1.GİRİŞ **1**
1.1. Panoramik Radyografi 3
1.1.1. Projeksiyon Geometrisi 3
1.1.2. Görüntü Oluşturma Geometrisi 5
1.1.3. Panoramik Radyografinin Avantajları 7
1.1.4. Panoramik Radyografinin Dezavantajları 7
1.1.5. Panoramik Radyografide Konumlandırma 8
1.1.6. Konumlandırma Hataları 10
1.1.7. Panoramik Radyografinin Kullanım Alanları 12
1.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi 12
1.2.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin İlkeleri ve Görüntü Oluşumu 13
1.2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları 17
1.2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları 18
1.2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Limitasyonları 19
1.2.5. Diş Hekimliğinde KIBT. Kullanım Alanları 21
1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Radyografik Yöntemlerde Boyutsal Değerlendirme 23
1.3.1. Periapikal Radyografide Boyutsal Değerlendirme 23
1.3.2. Oklüzal Radyografide Boyutsal Değerlendirme 24
1.3.3. Panoramik Radyografide Boyutsal Değerlendirme 24
1.3.4. Sefalometrik Radyografide Boyutsal Değerlendirme 26
1.3.5. Geleneksel Tomografide Boyutsal Değerlendirme 26
1.3.6. Medikal Bilgisayarlı Tomografide Boyutsal Değerlendirme 27
1.3.7. KIBT'de Boyutsal Değerlendirme 28
1.4. Çalışmanın Amacı 29
2. GEREÇ VE YÖNTEM **30**
2.1. İstatistiksel Analiz 38
3. BULGULAR **37**

3.1. Panoramik Radyograflarda Dikey Magnifikasyon Faktörünün Değerlendirilmesi 40
3.1.1. Sağ-Sol Konum Değişiklikleri 40
3.1.2. Ön-Arka Konum Değişiklikleri 40
3.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Dikey Magnifikasyon Faktörünün Değerlendirilmesi 43
3.2.1. Sağ-Sol Konum Değişiklikleri 43
3.2.2. Ön-Arka Konum Değişiklikleri 43
3.3. Panoramik Radyograflarda Apareyin Açısal Olmayan Öne-arkaya Hareketinin Dikey Magnifikasyon Faktörü Üzerine Etkisi 46
4. TARTIŞMA **48**
5. SONUÇ ve ÖNERİLER **56**
6. KAYNAKLAR **57**
7. EKLER **61**
EK A: Etik Kurul Kararı 61
8. ÖZGEÇMİŞ **62**

SİMGELER VE KISALTMALAR

ALARA :Mümkün Olan En Düşük Doz

BT :Bilgisayarlı Tomografi

FOV :Görüntülenen Alan

IIT/CCD :Görüntü yoğunlaştırıcı tüp/Birleşik şarj cihazı kombinasyonu

KIBT :Konik Işınlı Bilgisyarlı Tomografi

TME :Temporomandibular Eklem

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Panoramik Radyografi ve Bilgisayarlı Tomografide Konumlandırmanın Dikey Boyut Üzerine Etkilerinin Araştırılması: *İn vitro* Çalışma

Derya İÇÖZ
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2016

İmplant tedavisinin başarısında radyografik değerlendirme büyük önem taşımaktadır ve yapılan ölçümlerin gerçeğe yakınlık düzeyi tedavi sonuçlarını etkilemektedir. Çalışmamızın amacı dijital panoramik radyograflar ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografide konumlandırmaya bağlı olarak diş bölgelerinde meydana gelen magnifikasyon miktarının her bir diş bölgesi için ayrı ayrı olmak üzere aralarında oluşan farkları değerlendirmekti. Bu amaçla kuru kafa model üzerinde her bir diş bölgesine boyları eşit ve 15,9 mm olan ve implant şeklini taklit eden pinler yerleştirildi. Çalışmamızda toplamda 75 panoramik görüntü ve 24 KIBT görüntüsü üzerinde, 2772 ölçüm bir ay arayla aynı gözlemci tarafından tekrarlandı. Yapılan birinci ve ikinci gözlemler arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığından ($p=0,992$) ikinci gözlemler istatistik analiz için kullanıldı. Verilerin analizi için normal dağılıma uygunluk Kolmogorov-Smirnov testi ile varyans homojenliği ise Levene testi ile değerlendirildi. Veriler normal dağılım gösterdiği için ve varyans homojenliği olduğu için veriler parametrik testlerden ANOVA ve *t* testi kullanılarak analiz edildi. Panoramik radyograflarda ve KIBT görüntülerinde sağ-sol yönde konum değişiklikleri için ölçümler arasında maksiller premolar ve molar diş bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlı fark varken ön-arka yönde konum değişikliklerinde maksiller anterior, mandibuler anterior ve mandibuler premolar bölgelerinde istatistiksel olarak fark anlamlıydı ($p<0,05$). Kuru kafa modelinin açısal olmayan öne ve arkaya konum değişikliğinde çenelerin bütün bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi ($p=0,00$). '0' düzleminin önünde konumlandığında magnifikasyon düzeyi en küçükken geriye doğru magnifikasyon miktarının arttığı görüldü. Sonuç olarak hasta konumlandırılmasına bağlı olarak vertikal boyutta meydana gelen magnifikasyon değişiklikler göstermektedir. KIBT görüntülerinde ölçümler gerçeğe yakın veriler sağlamakla birlikte, dikey boyut ölçümleri için üretici firma talimatları ve magnifikasyon faktörleri göz önüne alınarak panoramik radyografi kullanılması mümkündür. Panoramik radyografi görüntülerinde bütün görüntüyü kapsayan tek bir magnifikasyon oranı belirlemek mümkün değildir.

Anahtar sözcükler: Dikey boyut; Implant; KIBT; Konumlandırma; Panoramik radyografi.

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELCUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Investigating the Effects of Positioning on Vertical Dimensional Measurements in Panoramic Radiography and Computed Tomography: *In Vitro* Study

Derya İÇÖZ
Department of Oral Radiology

PhD THESIS / KONYA-2016

Radiographic evaluation is an important point for the success of implant therapy and the fidelity level of measurements affect the results of treatment. The aim of our study was to evaluate the effect of positioning on panoramic radiographies and cone beam computed tomography images and to analyse the differences between different positioning modalities according to tooth regions seperately. For this purpose, equal sized implant shaped pins were inserted into each tooth region on a dry skull which are the same dimension and 15,9mm. For our study on 75 panoramic images and 24 cone-beam computed tomography (CBCT) images 2772 measurements were performed twice with one month interval by the same observer. There was no statistically significant difference between first and second measurements of the observer (P=0,992) and second measurements were used for statistical analyse. For the analysis of data Kolmogorov-Smirnov test for normality and Levene test for homogenity of variance were performed. Because of the normal distribution and homogenity of data, ANOVA and *t* test were used for statistical analysis which are the parametric tests. Both for panoramic and CBCT images the differences between magnification factors are statistically significant in maxillary molar and maxillary premolar regions for lateral position changes and in maxillary anterior, mandibular anterior and mandibular premolar regions for forward-backward position changes ($p<0,05$). For non-angular forward-backward position changes of dry skull the differences between magnification factors were statistically significant for all regions of the jaws ($p=0,00$). When the positioning was in front of the '0' plane the magnification factor was minimum and increased with moving to the backwards. In conclusion, the magnification of the vertical dimension varies according to skull positioning. Although the measured dimensions on CBCT images are highly accurate, for the vertical dimensional measurements, panoramic radiographs may be used considering the instructions of manufacturer and magnification factors. It is not possible to apply a general magnification factor for panoramic images.

Key words: CBCT; Implant; Panoramic radiography; Positioning; Vertical dimension.

1. GİRİŞ

Son yıllarda çene yüz bölgesinin değerlendirilmesinde birçok görüntüleme yöntemi kullanılmıştır. Bunlar arasında ağız içi ve ağız dışı görüntüleme teknikleri yanında konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) diğer tekniklere göre daha yaygın kullanım alanı bulmuştur. Bir görüntüleme yönteminin ideal olarak kabul edilebilmesi yapılan farklı ölçümlerde yüksek doğruluk göstermesine bağlıdır. Fakat radyografik görüntülerde başta görüntü distorsiyonları olmak üzere ideal görüntü elde edilememesine sebep olabilecek birçok faktör vardır (Shahidi ve Feiz 2013).

Radyografik görüntüler üzerinde yapılan lineer ölçümler, implant planlamasında alveoler sırtın kalınlığı ve yüksekliğinin belirlenmesinde, ortodontik tedavilerde, anatomik yapılar arası mesafelerin değerlendirilmesinde ve çenelerde görülen patolojik lezyonların boyutlarının tahmininde kullanılabilir (Nikneshan ve ark 2014). Cerrahi müdahaleler öncesinde başarı oranını yükseltmek ve cerrahi sırasında hasar oluşma riskini en aza indirmek için detaylı bir radyografik değerlendirme yapılması kaçınılmazdır. Kesitsel görüntüleme teknikleri boyutsal değerlendirme için en doğru sonuçları vermekle birlikte nispeten yüksek radyasyon dozu, metalik artifaktlar, maliyetin yüksek olması ve daha deneyimli operatör ihtiyacı gibi dezavantajları vardır (Haghnegahdar ve Bronoosh 2013).

Panoramik radyografi alt çene, üst çene, temporomandibular eklem (TME) ve destekleyen dokuları tek bir görüntü üzerinde izleme imkanı veren ve yaygın olarak kabul gören popüler bir tekniktir. Hastalar protetik tedavi planlaması öncesinde kist, kök, yabancı cisimler ve neoplazi varlığı açısından çoğunlukla panoramik radyografi ile değerlendirilmektedirler. Ayrıca implantolojide dikey boyutun değerlendirilmesinde ve orofasiyal bölgede bulunan anatomik yapılarla ilişkinin belirlenmesinde de kullanılabilir. Panoramik radyografiler üzerinde yapılan boyutsal ölçümler, önemli metodolojik hatalar içerebilir. Tekniğin en büyük limitasyonlarından biri, yapıların radyografik boyutları ile gerçek boyutlarının birbirleriyle olan uyum sorunudur (Amir ve ark 1998).

Klinik diş hekimliği uygulamalarının hemen hepsinde en önemli aşama teşhis ve planlamadır (Altay ve ark 1997). Teşhis ve planlama aşamasında ise en önemli yardımcı tekniklerden biri radyografilerdir. Radyografiler ilgili bölgenin morfolojik

özelliklerinin operasyon öncesi ve sonrasında değerlendirilmesinde en doğru bilgileri verir. İdeal görüntüleme aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır:

- Klinisyene dental arkın kesitsel görüntüsünü izleme imkanı vermeli ve hem alveoler kemik eğimini hem de bölgenin anatomik yapılarla uzaysal ilişkisini değerlendirebilme özelliği taşımalıdır.
- Teknikte kullanılan görüntüleme düzlemi doğru ölçümler yapılabilmesine izin vermesi için düz olmalıdır.
- Görüntüler kemik kalitesi olarak tanımlanan trabeküler kemik yoğunluğu ve kortikal parça kalınlığı ile yoğunluğunu değerlendirmeye olanak sağlamalıdır.
- Görüntüler klinisyenin cerrahi yapılacak bölgeyi tanımlayabilmesine olanak sağlamalıdır.
- Sonuç olarak ideal görüntüleme modeli hastaya makul bir maliyetle birlikte hekimin kolayca değerlendirilebileceği özellikte olmalıdır (Frederiksen 1995).

Çalışmamızda panoramik radyografi ve KIBT ile farklı konumlarda elde edilen görüntülerde konumlandırmanın dikey boyut üzerinde oluşturduğu magnifikasyon düzeyleri değerlendirilecektir. Son zamanlarda yapılan çalışmalar KIBT' ın verdiği sonuçların doğruluğunu desteklemektedir (Pinsky ve ark 2006). Fakat günümüzde yönteme ulaşılabilirliğin panoramik radyografiye göre daha güç olması (her görüntüleme merkezinde bulunmaması, maliyetinin nispeten yüksek olması) nedeniyle bu çalışmada hangi konumlarda, çenelerin hangi bölgelerinde panoramik radyografiyle gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebileceği ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografide oluşabilecek hata oranının tespit edilebileceği düşünülmektedir. Bu nedenle bu çalışma hem hata risklerinin değerlendirilebilmesi hem de kolay ulaşılabilen, maliyeti düşük, daha kısa zamanda sonuçların elde edilebileceği panoramik radyografinin hangi durumlarda ve çenelerin hangi bölgelerinde güvenle kullanılabileceğinin belirlenebilmesi açısından önemlidir (Pasler 1993).

1.1. Panoramik Radyografi

Pantomografi olarak da adlandırılan panoramik radyografi, maksiller ve mandibuler arkları ve onları destekleyen yapıları da içeren fasiyal bölgenin görüntüsünün tek bir film üzerinde izlenebildiği bir görüntüleme yöntemidir (Lurie 2009). Bütün radyografik tekniklerde olduğu gibi panoramik tekniğinde de optimum yorumlanabilir radyografiler, tekniğin dikkatle hazırlanması ve uygulanması ile mümkün olmaktadır. Ancak teknik olanaklar ve limitasyonlarla ilgili derin bir bilgi kabul edilebilir radyografiler elde edilebilmesine izin verir (Pasler 1993). Eğer üretici firmanın talimatlarına uyulursa panoramik radyografi ideal görüntü elde edilebilmesi açısından kolay bir tekniktir. Aksi durumda kabul edilebilir olmayan görüntüler elde etme ihtimali de bir o kadar yüksektir. Bu anlamda yapılan hataların çoğu hastanın yanlış pozisyonlandırılmasından kaynaklanır, bu da aşırı ve orantısız distorsiyona yol açabilir (Farman 2007).

Doğru pozisyonlandırılmış bir hastanın panoramik radyografisinde mandibuler rami ve kondil boyutlarında simetri görülür ve dental segmentler maksillada aşağı doğru hafif bir iç bükeylik ile birlikte odak düzlemi içindedir. Hastanın ısırma bloğunu doğru ısırması sağlanırsa anterior yapılar orta hatta görüntülenir ve mandibuler anterior dişlerin apeksleri tamamen odak düzlemi içinde yer alır. Ekspoz sırasında hastanın dilini damağına yapıştırması sağlanırsa, maksiller dişlerin kökleri açık bir şekilde görüntülenebilir. Hastanın doğru konumlandırılmasıyla tekrarlayan ekspozların önüne geçilir ve böylece zamandan ve maliyetten tasarruf edildiği gibi hastanın maruz kaldığı radyasyon da en aza indirgenmiş olur (Farman 2007).

1.1.1. Projeksiyon Geometrisi

Geleneksel radyografiler, üç boyutlu objelerin görüntüsünün iki boyutlu izdüşümüdür. Bir görüntü oluşurken X ışını ile film ya da dijital reseptör arasında kalan bir dokunun bütün hacmi iki boyutlu bir görüntü üzerine yansır. Bir radyograftan maksimum verim elde etmek için klinisyen hem iligili bölgenin anatomisine hakim olmalı hem de anatomik yapıların üç boyutlu ilişkilerini mental olarak yapılandırabilmelidir. Projeksiyon geometrisinin amacı fokal spot büyüklüğünün ve obje ile filmin birbirlerine göre konumunun görüntü netliği,

magnifikasyon ve distorsiyon üzerine etkilerini tanımlamaktır (Ludlow ve Mol 2009).

Görüntü Keskinliği ve Çözünürlük

Görüntünün keskinliği ve çözünürlüğe etki eden birçok faktör vardır. Görüntü keskinliği farklı radyodensitede alanlar arasındaki sınırı ölçerken uzaysal çözünürlük birbirlerine yakın küçük objelerin gözlenebilirliğini ölçer. Keskinlik ve çözünürlük birbirlerinden farklı özellikler olmasına rağmen birbirlerine bağlıdır ve aynı geometrik değişkenlerden etkilenen özelliklerdir. Görüntünün keskinliğini geliştirmek ve görüntüde oluşan netlik kaybını en aza indirmek amacıyla kullanılan üç yöntem vardır:

- Efektif fokal spotu pratik olarak mümkün olduğunca küçük kullanmak
- Fokal spot ve obje arasındaki mesafeyi artırmak
- Obje ve film arasındaki mesafeyi en aza indirmek (Ludlow ve Mol 2009).

Magnifikasyon

Magnifikasyon; bir objenin radyografik görüntüsünün, gerçek boyutuna göre artışıdır. Magnifikasyonda obje görüntüsü radyograf üzerinde her iki boyutta eşit olarak genişler (Kara 2010). Bir X ışını demetinde bulunan fotonların yayılma yolları radyografik görüntünün genişlemesine sebep olur. Görüntü magnifikasyonu odak noktası-film ve obje-film arasındaki görece mesafelerin bir sonucudur. Buna göre odak noktası-film mesafesini artırıp, obje-film mesafesini en aza indirdiğimizde magnifikasyon minimum olur (Ludlow ve Mol 2009).

Distorsiyon

Görüntünün distorsiyonu ise bir objenin farklı kısımlarının eşit olmayan magnifikasyonunun sonucudur. Bu durum bir objenin tamamı aynı odak noktası–obje mesafesinde olmadığında ya da bir objenin radyografik görüntüsü gerçek şeklinden farklı olduğunda gözlenir (Ludlow ve Mol 2009). Distorsiyonun açısal distorsiyon, alan distorsiyonu ve şekil distorsiyonu olmak üzere üç tipi vardır (Kara 2010).

Açısal distorsiyon; ışın demetinin hareket yoluna bağlı olarak oluşan distorsiyondur. X ışınının objenin bütün bölümlerinden mümkün olduğunca dik açıyla geçmesi gerekir, optimum yorumlanabilir radyograflar elde etmek için bunun yerine getirilmesi gerekmektedir.

Alan distorsiyonu; görüntü tabakasının şekliyle çene kavsinin birebir örtüşmediği durumlarda görülen distorsiyondur. Dişlerin görünürlüğünü etkiler ve açısal distorsiyon ihtimalini artırır.

Şekil distorsiyonu; görüntü tabakasındaki distorsiyonu ifade eder. Görüntü tabakasının merkezinde distorsiyon minimumdur, yatay ve dikey boyutta aynı düzeyde magnifikasyon oluşur. Bu alan dışında kalan bölgelerde yatay ve dikey boyutta farklı oranlarda magnifikasyon oluşur (Kara 2010).

1.1.2. Görüntü Oluşturma Geometrisi

Bir panoramik radyografiden en üst düzeyde tanı niteliği taşıyan bilgi elde edebilmek için panoramik radyografların, kavisli bir imaj tabakasının düzleştirilerek uyumlanmış şekli olduğunu anlamak gerekir. Rotasyonel panoramik radyografi yatay düzlemde ağız içinde konumlandırılmış görünmeyen bir rotasyonel aks üzerinde dar bir ışın demetinin döndürülmesiyle oluşturulur. Panoramik radyografide görüntü sırasıyla yüzün veya çenenin bir tarafı, sonra orta hat ve daha sonra diğer tarafı olarak elde edilir. Görüntü çoğunlukla gerçek boyuta göre %20 oranında genişler (Langland ve Langlais 1997).

Panoramik radyografinin dikey boyutu makinenin yatay düzlemdeki hareketinden etkilenmez. Bunun sebebi panoramik radyografinin dikey boyutunun klasik radyografik projeksiyona göre oluşmasıdır (Langland ve Langlais 1997). Büyüme, odak noktası-film ve odak noktası-nesne mesafelerine göre oluşur. Odak noktasından çıkan ışın demeti nesneden 4-7 derecelik negatif açıyla geçer. Böylece ışın demeti kafatasının oksipital porsiyonunun altından geçmiş olur (Kara 2010).

Panoramik radyografide yatay boyutu, rotasyon merkezi-film ve rotasyon merkezi-obje mesafeleri orantısı ile film dönme hızı belirler. Film hareketsiz olursa yatay büyüme çok artar bunun için filmin belirli bir hızla ışın kaynağının tersi yönünde hareket etmesiyle yatay ve dikey büyüme katsayılarının dengelenmesi

sağlanır. Film dönme hızı ayarlanarak görüntü tabakası çenelerin ortası ve kenarlarını içine alacak şekilde biçimlendirilir. Yatay büyümede film hızlı dönerse obje büyür, yavaş dönerse obje büyümez (Langland ve Langlais 1997, Kara 2010).

Görüntü tabakası ya da 'fokal trough' panoramik radyografide içinde bulunan yapıların iyi tanımlanabilir olduğu kavisli, üç boyutlu bir bölgedir. Panoramik radyografide görülen yapılar birincil olarak bu tabakanın içinde bulunan yapılardır. Görüntü tabakasının dışında bulunan yapılar bulanık, boyutsal olarak büyümüş veya küçülmüş ve bazen de distorsiyona uğramış olabilir. Görüntü tabakasının şekli kullanılan materyalin tarzına göre değişir. Görüntü tabakasının boyutunu etkileyen ve dolayısıyla görüntüde değişikliğe neden olan faktörler ark yolu, reseptörün ve tüp başlığının hızı, ışın demetinin doğrultusu ve kolimatör genişliğine bağlıdır. Görüntü tabakasının konumu makinenin sık kullanımıyla değişir. Eğer istikrarlı optimal sonuçlar elde edilmesi gerekiyorsa cihazın tekrar kalibre edilmesi gereklidir. Bir objenin pozisyonu imaj tabakası içinde değiştirilirse son görüntünün şekli ve büyüklüğü de değişir (Lurie 2009).

İmaj tabakasının şekli anterior bölgede nispeten ince, posterior bölgede ise daha kalındır. Bu sebeple anterior bölge konumlandırmadan posterior bölgelere göre daha fazla etkilenir. Anterior bölgede imaj tabakası 4,5-12 mm arasında iken posterior bölgede bu kalınlık 2 ila 3 kat daha fazladır (Zarch ve ark 2011).

Panoramik radyografta yatay ve dikey görüntüler farklı prensiplerle oluşur. Görüntü tabakasındaki obje öne yani filme doğru hareket ederse yatay boyut küçülür, meziodistal olarak daha dar gözükür. Obje filmden uzaklaştırılırsa yani görüntü tabakasının arkasına doğru hareket ederse yatay boyut büyür, daha geniş gözükür. Dikey boyutta az bir değişiklik meydana gelir. Bu distorsiyon, ışın kaynağı ve filmin yatay düzlemdeki hareketiyle ilgilidir.Görüntü tabakasının arkasında kalan objeyi ışın demeti daha yavaş geçer, bu nedenle yatay düzlemde görüntü genişler (Kara 2010)

Görüntü tabakasının önünde kalan objeyi ışın demeti daha hızlı geçer ve görüntü yatay düzlemde daralır. Hasta başı sagittal düzlemde sağa doğru hareket ederse, hastanın sol tarafı ışın tüpüne yaklaşacak, filmden uzaklaşacak ve görüntü

genişleyecektir, hastanın sağ tarafı filme yaklaştığı için görüntü daralacaktır (Kara 2010).

1.1.3. Panoramik Radyografinin Avantajları

- Minimum radyasyon dozu ile çenelerin ve yüzün kapsamlı olarak tek bir film üzerinde görüntülenebilmesi mümkündür (Çelik ve ark 2007).
- Panoramik radyografide hastayı konumlandırmak kolaydır ve bu durum zamandan tasarruf sağlar.
- Hastayla minimum uyum yeterlidir ve hastaya çok az rahatsızlıkla uygulama yapılabilir.
- Ağzını açamayan hastalar için uygulanması basit bir yöntemdir (Harorlı ve ark 2006).
- Panoramik radyografinin elde edilebilmesi için gerekli olan zaman hastanın konumlandırılması ve ekspoz süresi ile birlikte yaklaşık 3-4 dk gibi oldukça kısa bir süredir.
- Hastalar tarafından kolayca anlaşılan ve kabul edilen bir sistem olduğu için hasta bilgilendirilmesinde önemli kolaylık sağlar (Lurie 2009).
- Ağız içi işlemleri tolere edemeyen hastalar için oldukça konforlu bir uygulamadır (Harorlı ve ark 2006).

1.1.4. Panoramik Radyografinin Dezavantajları

- Panoramik ragyografinin temel dezavantajı uygun, detaylı bir anatomik bilgi vermiyor olmasıdır.
- Panoramik radyografide yapıların magnifikasyonu birbirine eşit değildir. Bunun sebebi odak-obje mesafesinin obje-film mesafesine her yerde eşit olmamasıdır (Lurie 2009).
- Magnifikasyon oranı her cihaz için farklıdır.
- Geometrik distorsiyonlar meydana gelmektedir. Bu da yapılan ölçümlerin doğruluğunun azalmasına yol açar.
- X ışınlarının yukarı doğru açılı olması sebebiyle nesnelerin boylarında uzamalar söz konusudur.

- Lingual ya da palatinal bölgeler daha bukkalinde kalan yapılara göre daha yüksekte görünür (Harorlı ve ark 2006).
- Çene kemiklerinin bukko-lingual genişliği ile ilgili herhangi bir bilgi vermemektedir.
- Yapılabilecek ölçümler görüntü distorsiyonları sebebiyle sınırlıdır (Çelik ve ark 2007).
- Ön bölgelerde boyun omurlarının süperpoze olması bu bölge görüntüsünün netliğini bozar.
- Görüntü tabakasının kavsiyle uyumsuz arkı olan ve yüzünde asimetrisi olan bireylerde ilave distorsiyonlar oluşur (Harorlı ve ark 2006).
- Aşırı sınıf II ve sınıf III anterior ilişki olması durumunda maksiller ve mandibuler anterior segmentleri aynı anda optimal görüntülemek mümkün olmayabilir (Pasler 1993).

1.1.5. Panoramik Radyografide Konumlandırma

Panoramik radyografide konumlandırma çok önemlidir. Çünkü elde edilecek görüntünün kalitesini ve yorumlanabilirliğini belirleyecek olan hastanın doğru konumlandırılmasıdır (Pasler 1993). Dişler ve diş arklarının mutlaka görüntü tabakası içinde olması gerekir, dışında kalan yapılar bulanık ve belirsiz çıkacaktır. Konumlandırmada her cihaz için farklılıklar söz konusu olabilir bu nedenle konumlandırma yapılırken üretici firmanın talimatları göz önünde bulundurulmalıdır (Harorlı ve ark 2006). Fakat cihazların birçoğu birbirine benzer tekniklerle kullanılır ve bir cihaz kullanımında ustalaştıktan sonra diğer cihazları kullanmayı öğrenmek daha kolaydır (Langland ve Langlais 1997).

Hasta, panoramik radyografiye hazırlanırken öncelikle artefakt oluşturabilecek gözlük, kontak lens, hareketli protezler, kolye, küpe, toka ve benzeri metalik nesneleri çıkarması istenir. Hastaya kurşun önlük giydirilir. Hasta cihazın çalışma şekliyle ilgili ve ekspoz süresince konumunu koruması gerektiği konusunda bilgilendirilir (Pasler 1993, Harorlı ve ark 2006).

Panoramik tekniğinin oluşturulmasında takip edilecek beş basamak aşağıdaki gibidir:

a. Isırma çubuğu üzerindeki çentiğin ısırılması

b. Yan rehberlerin kapatılması

c. Çenenin yerleştirilmesi

d. Hastanın yukarı doğru kaldırılması

e. Hastaya dilini damak çatısına yapıştırması, yutkunması ve kıpırdamaması söylenip, şutlamanın yapılması (Langland ve Langlais 1997).

a. Isırma çubuğu üzerindeki çentiğin ısırılması:

Bu basamağın amacı hastanın anterior-posterior konumunu ayarlamak, görüntü üzerinde dentisyonun ayrımını sağlamak ve hastayı cihaz üzerinde merkezlemektir. Günümüzde hemen tüm makinelerde ısırma çubuğu bulunmaktadır. Daha eski makinelerde ısırma çubuğu olmadığından dişlerin ayrımı hastaya pamuk ısırtılarak yapılmaktaydı (Langland ve Langlais 1997, Harorlı ve ark 2006). Hastanın ısırması sağlandıktan sonra alt çenenin lateral kayma yapmadığından ve hareketsiz kaldığından emin olmalıyız. Çünkü hareket netlik kaybı, laterale kayma ise simetrinin bozulmasıyla sonuçlanacaktır (Pasler 1997). Bazı cihazlarda hastanın ağız köşesinden ya da kanin orta hattından geçen rehber ışıklar yardımıyla doğru şekilde konumlandırılması mümkün olmaktadır. Isırma bloğu hareket ederse ya da hastanın anterior bölgede diş kayıpları var ise alt ve üst dişlerin ayrımı tam olarak yapılamayabilir (Langland ve Langlais 1997).

b. Yan rehberlerin kapatılması:

Bu basamağın amacı hastanın başını aparat içinde simetrik olarak yerleştirmek ve fiksasyonunu sağlamaktır. Bazı cihazlarda hastanın alın bölgesine yerleştirilen frontal ve temporal rehberler de vardır. Bunlar yan rehberlere alternatif olarak ya da daha iyi stabilizasyon için yan rehberlere ek olarak bulunurlar. Rehber ışık olan cihazlarda ışık hastanın burnu ve yüzünün tam ortasından geçmelidir (Pasler 1993, Langland ve Langlais 1997).

c. Çenenin yerleştirilmesi:

Bu basamağın amacı X ışınının 4-7^{o} 'lik yukarı doğru açılamasına uygun olarak aşağı doğru 4-7^{o}' lik bir çene eğimini sağlamaktır. Bu nedenle çene

desteklerinin birçoğu aşağı doğru eğimlidir. Bazı cihazlarda bulunan ışıklar Frankfort düzleminden (orbita tabanından tragusa) ya da burun tabanından tragusa uzanmaktadır. Bu düzlem çenenin doğru konumlandırılmasında önemlidir (Langland ve Langlais 1997).

d. Hastanın yukarı doğru kaldırılması:

Bu basamakta amaç servikal omurların mandibula ön bölgesine süperpoze olmasına engel olmaktır. Bu amaçla, görüntü elde edilirken hasta başı mümkün olduğu kadar gergin hale getirilir. Bunun için hastanın konumu ayarlandıktan sonra cihazdaki kollardan tutarak konumunu bozmadan 20 cm kadar öne doğru hareket etmesi istenir (Harorlı ve ark 2006).

e. Hastaya dilini damak çatısına yapıştırması, yutkunması ve kıpırdamaması söylenip, şutlamanın yapılması

Cihaz ve hastanın konumu ayarlandıktan sonra hastadan dişlerini göstermesi istenir ve oklüzal düzlemin konumu kontrol edilir. Oklüzyonun hafif öne doğru kalkık olası gerekir. Hava boşluğunu ortadan kaldırmak için hastaya dilini damağına yapıştırması, nefesini tutmaması ve işlem boyunca konumunu koruması söylenir. Cihaza bağlı olarak 14-22 saniye arasında değişen sürelerde şutlama yapılır (Pasler 1993, Langland ve Langlais 1997).

1.1.6. Konumlandırma hataları

Panoramik radyografide görülen konumlandırma hataları şunlardır:

- Hasta çenesinin geriye doğru konumlandırılması
- Hasta çenesinin öne doğru konumlandırılması
- Hastanın boyun kısmının yeterince gergin olmaması
- Çenenin çene desteğine göre yüksekte konumlandırılması
- Hastanın dudaklarının açık olması
- Hastanın dilini damağına yapıştırmaması
- Hasta başının bir tarafa doğru eğik olması
- Hasta başının bir tarafa dönük olması

- Hasta hareketi

Hastanın çenesinin geriye doğru konumlandırılması; oklüzal düzlemin düz veya tersine eğimli olması, maksiller dişlerin köklerine sert damak süperpozisyonu, maksiller anterior dişlerde bulanıklık, mandibulada genişleme ve kondillerin radyografinin kenarlarına yakın görüntülenmesi gibi sonuçlara sebep olur (Langland ve Langlais 1997).

Hasta çenesinin öne doğru konumlandırılması; maksiller premolarların üst üste süperpoze olması, TME' nin yukarı doğru hareket etmesi, oklüzal düzlemin 'gülümseme' şeklinde olması ve mandibular kesicilerin köklerinin bulanıklığı ile sonuçlanır (Pasler 1993, Dhillon ve ark 2012).

Hastanın boyun kısmının yeterince gergin olmaması; omurların hayalet görüntüsünün radyograf üzerine radyopak alan şeklinde süperpoze olması ile sonuçlanır (Harorlı ve ark 2006).

Çenenin çene desteğine göre yüksekte konumlanması; dişlerde herhangi bir görüntü hatası oluşturmaz fakat görüntünün üst kısmında bir kesinti oluşumuna neden olur (Langland ve Langlais 1997).

Hastanın dudaklarının açık olması; alt ve üst ön dişlerin kuronlarının dudaklar arasındaki boşluğun oluşturduğu radyolüsensi nedeniyle kapatılmasıyla sonuçlanır (Langland ve Langlais 1997).

Dilini damağına yapıştırmaması ise; maksiller dişlerin apeksinden başlayıp mandibula köşesine kadar inen radyolüsent bant şeklinde bir görüntü oluşturur (Harorlı ve ark 2006).

Hastanın başı bir tarafa eğik olduğunda; kondillerden biri diğerinden daha yüksek görünür ve mandibulanın alt tabanı eğimli olur (Dhillon ve ark 2012).

Hastanın başının bir tarafa dönük olması; kondillerde asimetri, bir tarafta diğer tarafa göre daha geniş dişler ve ramus görüntüsü oluşumuyla sonuçlanır (Dhillon ve ark 2012).

Panoramik radyografi alınırken hasta konumlandırıldıktan sonra hastaya sabit kalması gerektiği söylenir. Hasta hareket ederse görüntüde düzensizlikler meydana gelir (Harorlı ve ark 2006).

1.1.7. Panoramik Radyografinin Kullanım Alanları

- Çenelerin ve dişlerin başlangıç tetkik ve görüntülenebilmesini sağlamak
- Maksillo-fasiyal bölgede anatomik yapıların anomali varlığını değerlendirmek
- Ağız içi filmlerle görüntülenemeyecek büyüklükte kemik lezyonlarının ve sürmemiş dişleri değerlendirmek
- Maksiller sinüsleri, burun septumunu, nazal konkaları değerlendirmek
- Kist, tümör ve diğer patolojileri görmek (Harorlı ve ark 2006)
- Dentisyonun değerlendirilmesi ve diş varlığının/yokluğunun belirlenebilmesi için ortodontik tedavi öncesi değerlendirmede
- Dental cerrahi öncesi değerlendirmelerde
- 5 mm'den fazla cep derinliği varlığında periodontal kemik kaybının gözlemlenmesinde
- Üçüncü molar dişlerin değerlendirilmesinde
- TME'nin yıkıcı hastalıklarında eklem yüzeylerinin değerlendirilmesinde
- İmplant öncesi planlamada alveoler kemiğin dikey boyutunun değerlendirilmesinde kullanılır (Whaites 2003).

1.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

KIBT, 1982 yılında ilk olarak anjiografi için üretilmiş ve sonrasında maksillofasial görüntülemede uygulanmaya başlanmış yeni bir tekniktir. Konik ışın sistemleri, tek rotasyonda ve oldukça düşük radyasyon dozu ile üç boyutlu hacimli veri elde etme olanağına sahiptir (White 2008). Birbirinden uzaklaşan, koni şekilli bir iyonize radyasyon kaynağı kullanılır. İlgili alanda bir tam taramada çoklu ardışık görüntüler elde edebilmek için dönen gantri üzerine iki boyutlu alan dedektör fikse edilmiştir. Bu teknolojiye dental volumetrik tomografi, konik ışınlı volumetrik

tomografi, dental bilgisayarlı tomografi ve konik ışınlı bilgisayarlı görüntüleme gibi bir çok farklı isimler verilmiştir. Ancak konik ışınlı bilgisayarlı tomografi en sık tercih edilen terim olarak literatüre girmiştir (Scarfe ve Farman 2009).

1.2.1. KIBT' nin İlkeleri ve Görüntü Oluşumu

Bütün bilgisayarlı tomografi tarayıcıları döner gantri üzerine yerleştirilmiş bir X ışını kaynağı ve detektörden oluşur. Gantrinin dönüşü esnasında reseptör, hasta tarafından attenüasyona uğrayan X ışınlarını tespit eder (Scarfe ve Farman 2009).

Piramidal veya konik iyonize radyasyon ilgilenilen bölgenin ortasına yönlendirilir. Tüp ve dedektör ilgilenilen bölgenin etrafında rotasyon (180^o veya 360^o'lik) yapar. Bu rotasyonla çok sayıda ardışık düzlemsel görüntüler elde edilir. Elde edilen primer veriler kesit verilerine dönüştürülür. Yeniden yapılandırılmış kesitler kullanıcının belirlediği düzlemlerde görülebilir. Bilgisayarlı tomografi hacimli görüntüleri voksel olarak adlandırılan 3 boyutlu imaj dizilerinden oluşur. Her voksel yükseklik, genişlik ve derinlikle karakterizedir. Voksel boyutları elde edilen görüntülerden bilindiği için, doğru ölçümler yapmak mümkün olmaktadır (Kau ve ark 2011).

Bu sistemde tarama hastanın oturduğu, ayakta durduğu ve sırtüstü yatabildiği üç farklı konumda yapılabilir. Sırtüstü yatılarak uygulama yapılan sistem daha fazla alan kaplar ve fiziksel engeli olan hastalarda kullanım zorluğu yaratır. Ayakta uygulama yapılan sistemlerde cihaz tekerlekli sandalye kullanan hastalara yükseklik açısından uyumlanamayabilir. Oturarak görüntü elde edilen cihazlar kullanım açısından en rahat ve kolay olanıdır. Ancak sabit koltuklar fiziksel engelli ve tekerlekli sandalye kullananlara uyumlanamayabilir (Scarfe ve Farman 2008).

KIBT' de görüntü oluşumunun 4 bileşeni vardır (Scarfe ve Farman 2008).

- Data kazanımı
- Görüntünün elde edilmesi
- Görüntünün yeniden yapılandırılması
- Görüntünün ekrana aktarılması

Data Kazanımı;

X ışını kaynağından tek parsiyel veya tam rotasyonel tarama, hastanın başında sabit bir dayanak noktasının etrafında tarayıcı ve dedektörün karşılıklı senkronize hareketiyle meydana gelir. Tarama esnasında her bir görüntü attenüye olmuş X ışınlarının dedektör tarafından yakalanmasıyla ardışık olarak oluşur (Uysal 2010). Teknik olarak hastayı ekspoz etmenin en kolay yolu rotasyon sırasında sabit bir X ışını kullanmak ve dedektörün attenüye olmuş ışınları kendi yörüngesinde örneklemesini sağlamaktır. Sürekli radyasyon emisyonu dozu görüntü oluşumuna katkıda bulunmaz ve hastanın daha fazla radyasyona maruz kalmasıyla sonuçlanır (Scarfe ve Farman 2008).

Görüntüleme alanının (Field Of View-FOV) boyutları veya tarama hacmi dedektör boyut ve şekline, ışın demetinin geometrisine ve ışın demetinin ayarlanabilme yeteneğine bağlıdır. Tarama hacminin şekli silindirik veya küresel olabilir. Primer X ışınlarının kolimasyonu X ışını ekspozunu ilgili bölgeyle sınırlandırır. İlgili bölge her hastaya en uygun boyutlarda belirlenebilir (Scarfe ve Farman 2008). Literatürde 2005 yılında rapor edilmiş 4 temel KIBT cihazı mevcuttu ve bu pazara daha çok sayıda şirketin girmesi umut ediliyordu (Kau ve ark 2005). Sonrasında, 2008 yılında KIBT cihazı üreten 16 farklı firma ve 23 farklı model bulunmaktaydı. Cihazların birçok farklı sınıflaması mevcut olmakla birlikte KIBT cihazları hekimin ihtiyaçlarına FOV açısından temelde 4 alt sınıfa ayrılabilir:

- Dentoalveoler (8cm'den az FOV)
- Maksillo-mandibular (8-15 cm FOV)
- İskeletsel (15-21 cm FOV)
- Baş ve boyun (21 cm üzerinde FOV) (Kau ve ark 2011)

KIBT' de baş-yüz bölgesini içine alan genişletilmiş FOV kullanımı geniş alan dedektörlerinin yüksek maliyet gerektirmesi sebebiyle zordur (Kau ve ark 2011). Tarama esnasında tek ışınlama belli derecede aralıkla yapılarak ham görüntü olarak bilinen iki boyutlu görüntüler elde edilir. Bu görüntülerin her biri lateral ve posterio-anterior sefalometrik görüntülere benzer ve görüntülerin tam serisi 'projeksiyon datası' olarak adlandırılır. Projeksiyon datasını oluşturan görüntülerin sayısı saniyede

oluşturulan görüntü sayısı (frame oranı) tarafından belirlenir. Daha fazla projeksiyon datası görüntünün yapılandırılmasında daha fazla bilgi, daha fazla uzaysal ve kontrast çözünürlük sağlar. Sinyal/gürültü oranını artırır ve metalik görüntü yanılsamalarını azaltır. Saniyede oluşturulan görüntü sayısının yüksek olması da daha az görüntü yanılsamasına ve daha iyi kalitede görüntü oluşumuna sebep olur (Grangeat 1995). Bunun yanında daha fazla projeksiyon datası, daha uzun tarama süresi, daha fazla radyasyon dozu ve daha uzun yeniden yapılandırma süresi gerektirir. ALARA (Mümkün olan en az doz) prensibine göre kaliteli teşhis imkanı sağlayan temel görüntülerin sayısı en aza indirgenmelidir (Scarfe ve Farman 2008, Uysal 2010).

Görüntünün elde edilmesi:

KIBT cihazları, kullanılan dedektör tipine göre iki gruba ayrılır:

- Görüntü yoğunlaştırıcı tüp/birleşik şarj cihazı kombinasyonu (IIT/CCD)
- Düz panel görüntüleyici

Düz panel dedektörler, IIT/CCD' lerden daha iyi performans gösterirler. Görüntü yoğunlaştırıcı cihazlar geometrik distorsiyon oluşturabilir. Bu durum, bu özelliği taşıyan cihazlarla elde edilen görüntülerde yapılan ölçümlerde doğruluğu azaltma riski taşır. Düz panel dedektörlerde distorsiyon oluşmaz. Ayrıca IIT/CCD sistemleri ilave görüntü yanılsamalarına da sebep olabilir (Uysal 2010). Düz panel dedektör kullanan KIBT sistemlerinin performansında dedektör alanının cevabının tek tip olmasına ve düşük piksel netliğine bağlı bir takım kısıtlamalar da vardır. Bu etkiler özellikle düşük ve yüksek radyasyon dozlarında daha belirgindir. Bu problemin tolere edilebilmesi için dedektörler parçalı olarak düzleştirilebilir ve tek tip olmayan ışın maruziyetleri belirlenip kalibre edilir. Ayrıca piksellerin standart sapmaları belirlenip netliği düşük pikseller komşu piksellerin ortalaması ile değiştirilir (Scarfe ve Farman 2008, Uysal 2010).

KIBT' de çözünürlük ve detay, vokseller (hacim elemanları) tarafından belirlenir. Voksel boyutunun temel belirleyicileri X ışını tüpünün odak noktası büyüklüğü, X ışını geometrik biçimi ile dedektörün matriksi ve piksel boyutudur. Hem odak noktası büyüklüğü hem de X ışını kaynağının geometrik biçimi,

geometrik keskinlik derecesini belirler ve uzaysal çözünürlüğü kısıtlayan önemli bir faktördür. Fakat X ışını tüplerinin ve dolayısıyla KIBT sistemlerinin maliyeti odak noktası boyutu küçüldükçe artar. Nesne ile mesafe arasındaki boyutun azaltılması ve kaynak ile nesne arasındaki boyutun artırılması da geometrik keskinliği olumlu etkiler. Çene-yüz KIBT' lerinde dedektör konumu hastanın başından yeterli uzaklıkta olabilmesi ve rahatça dönebilmesi amacıyla kısıtlanmıştır. Ayrıca KIBT' nin boyutunun daha da artmasına sebep olduğu için kısıtlamalar kaynak ve nesne arasındaki boyutta da yapılmıştır (Scarfe ve Farman 2009).

KIBT' nin attenüasyon farklılıklarını gösterebilme yeteneği, dedektörün ince kontrast farklılıklarını tespit edebilme yeteneğine bağlıdır. Bu parametre sistemin *bit derinliği* olarak adlandırılır ve attenüasyonu gösteren gri tonlarının sayısını belirler. Yazılım sırasında bütün KIBT sistemlerinin dedektörleri 12 bit ve daha yüksek gri skalayı algılama yeteneğine sahiptir. Eğer 12 bit'lik bir dedektör kullanılırsa 4096 (2^{12}) tonluk gri skala gösterilebilir. Bu sistemlerde daha yüksek bit derinliği kullanılması mümkün olmasına rağmen bu ilave bilgi hesaplama süresini uzatır ve dosya boyutlarını oldukça artırır (Scarfe ve Farman 2009).

Görüntünün yeniden yapılandırılması:

Temel projeksiyon yapısı elde edildikten sonra, elde edilen data hacimli data setinin elde edilmesi için işlenir (Uysal 2010) Bu süreç birincil yapılandırma olarak adlandırılır. Tek konik ışın döngüsü 30 sn'den kısa bir zaman almasına rağmen, 100 ila 600 üzerinde tekil projeksiyon çerçevesi oluşturur. Bunların her biri ise her piksel için 12-16 bitlik veri atamak üzere bir milyondan fazla pikselden oluşur. Bu verilerin yeniden yapılandırılmasının hesabı oldukça karmaşıktır. KIBT verilerinin geleneksel bilgisayarlı tomografinin (BT) aksine bireysel bilgisayarlarda yapılandırılması mümkündür (Scarfe ve Farman 2008).

Yapılandırma süreleri, parametrelerin elde edilişine (voksel boyutu, görüntü dosyasının büyüklüğü, projeksiyon sayısı), kullanılan donanım (işlem hızı, bilgisayar) ve yazılıma (yapılandırma algoritmaları) bağlıdır. Yapılandırma, hasta akışının sağlanabilmesi için 5 dk' dan daha kısa bir sürede tamamlanabilir olmalıdır.

Yapılandırma süreci iki aşamadan oluşur.

1. *Veri edinme aşaması:* Bu aşama veri elde etme bilgisayarında gerçekleştirilir. Çok düzlemli projeksiyon oluşturulduktan sonra piksel kusurlarının ve düzensiz maruziyetin düzeltilmesi gerekmektedir. Bu defektlerin rutin olarak düzeltilmesi için görüntü kalibrasyonu yapılmalıdır (Scarfe ve Farman 2009).

2. *Yeniden yapılandırma aşaması:* Kalan verilerin işlenmesi süreci yeniden yapılandırma bilgisayarında gerçekleştirilir. Düzeltilen veriler *sinogram* adı verilen özel bir sunuma dönüştürülür. Yeniden yapılandırmanın son aşaması düzeltilen sinogramların işlenmesidir. Bir yeniden yapılandırma algoritma filtresi sinogramlara uygulanır ve iki boyutlu tomografi kesitlerini oluşturur. Bütün kesitler yapılandırıldıktan sonra görüntüleme için tek bir hacim olarak birleştirilir (Scarfe ve Farman 2008).

Görünütünün ekrana aktarılması:

Hacimli veri seti mevcut voksellerin derlemesidir ve çoğu KIBT cihazında ekranda çeşitli düzlemlerde (aksiyel, koronal, sagital) yeniden yapılandırılmış olarak görülebilir. Yeniden yapılandırılmış görüntülerin en iyi izlenebilmesi pencere seviyesinin ve pencere genişliğinin ayarlanmasıyla duruma özgü filtrelerin uygulanmasına bağlıdır (Uysal 2010).

1.2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları

- Cihazlar teknolojik gelişmelerle birlikte oldukça küçülmüş, kapladıkları alan azalmıştır.

- Medikal BT'lerle karşılaştırıldığında maliyeti ve radyasyon dozu oldukça düşüktür.

- KIBT'ler yüksek oranda kontrasta sahip yapıların görüntülenmesini sağladığından kemik ve dişlerin bulunduğu baş-yüz bölgesindeki kemiksel yapıların değerlendirilmesinde etkili olmaktadır (Scarfe ve Farman 2008, Samur 2009).

- Medikal BT ile karşılaştırıldığında ışınlama süresi oldukça kısa olup çoğu cihazda 30sn'den kısadır. Bunun sebebi KIBT' de cismin görüntüsünün elde edilebilmesi için ışın kaynağının nesne etrafında tek bir dönüşünün yeterli olmasıdır.

- Günümüzde KIBT cihazları görüntülenen cisimlerin piksel çözünürlüğünü submilimetrik düzeyde gerçekleştirebilmektedir. Modern KIBT cihazları ile 0,125-0,4 mm arasında izotropik yapıda submilimetrik voksel çözünürlüğü elde edilebilmektedir (Scarfe ve ark 2006).

- KIBT'nin en önemli avantajı uygulayıcıya üç boyutlu görüntülerin sagittal, aksiyal ve koronal düzlemlerde kişisel bilgisayar ortamında düzenlenmesini ve izlenmesini sağlamasıdır (Howerton ve Mora 2008).

- Bazı üreticiler implant yerleştirilmesi gibi özel amaçlara yönelik kapsamlı yazılım programları üretmektedir. Bu sayede boyutsal değerlendirmelerin ve ölçümlerin yapılması, görüntülerin büyütülerek değerlendirilebilmesi, görüntü üzerine not alınabilmesi mümkün olmaktadır. Cismin farklı düzlemlerdeki görüntüleri özel formatlarda izlenebilmektedir (Samur 2009).

- KIBT 'de ışın kolimasyonu ilgilenilen bölgeye yönlendirilecek X ışını miktarının kısıtlanmasına olanak sağlar. Böylece hastaya ve ilgilenilen bölgedeki şüphelenilen hastalığa özgü ideal bir FOV seçmek mümkün olmaktadır. Bütün KIBT sistemlerinde bulunmamakla beraber, radyasyon dozu düzeyini kısıtladığı için bu oldukça tercih sebebi olacak bir özelliktir (Scarfe ve Farman 2008).

1.2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları

- KIBT'ye büyük ölçüde ilgi olmasına rağmen, konik ışın geometrisi, algılayıcı hassasiyeti ve kontrast çözünürlüğüne bağlı bazı kısıtlılıklar tekniğin bazı kötü yönlerinin oluşmasına yol açmaktadır.

- KIBT'nin görüntü kalitesini zayıflatan temel faktör görüntü yanılsamalarıdır.

- Bu yanılsamalar, görüntü kazanımı esnasında gerçekleşen fiziksel işlemlerdeki kısıtlılıklara bağlı oluşabilirler.

- X ışınları bir cisimden geçtiğinde düşük enerjili fotonlar yüksek olanlara göre daha fazla absorbe edilirler. Bunun sonucunda metalik cisimlerde şekil bozukluğu, iki yoğun cisim arasında çizgiler ve koyu bantların oluşumu gibi görüntü yanılsamaları meydana gelmektedir (Scarfe ve Farman 2008).

- KIBT cihazlarının maliyetleri Medikal BT' lere göre daha düşük olsa da maliyet birçok diş hekimliği muayenehanesinde kullanımı kısıtlamaktadır (Howerton ve Mora 2008).

- Medikal BT' lere göre yumuşak doku görüntülenmesi daha zayıftır (Scarfe ve Farman 2009).

1.2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Limitasyonları

KIBT' de görüntünün netliğini artefaktlar, noise ve zayıf yumuşak doku kontrastı etkiler.

Artefaktlar

Artefaktlar görüntülenen objeyle ilişkili olmayan hata veya distorsiyonlardır. Sebeplerine göre artefaktlar X ışını kaynaklı, hasta kaynaklı, tarayıcı kaynaklı ve konik ışın kaynaklı olanlar olarak sınıflandırılabilir. X ışını kaynaklı artefaktlar X ışınlarının farklı düzeylerdeki absorbsiyonları veya objeler arasındaki yoğunluk farkı sebebiyle oluşabilirler. X ışınına bağlı olarak farklı absorpsiyon sebebiyle metalik yapıların distorsiyonu ve iki yoğun nesne arasında oluşan çizgi ve koyu renk bantlar olmak üzere iki tip artefakt oluşur. KIBT' de X ışınları heterokromatik olduğu ve geleneksel BT' ye göre daha düşük ortalama kilovolta sahip olduğu için bu tip artefakt KIBT' de daha fazla söz konusudur. Hastaya bağlı oluşan artefaktlar ise hasta hareketi kaynaklı olarak verilerin yanlış integrasyonundan oluşur. Buna engel olmak amacıyla başı sabitlemek için ilave aparat kullanımı ya da mümkün olan en kısa tarama süresi faydalı olacaktır. Tarayıcı kaynaklı artefaktlar tipik olarak dairesel şekillidirler ve sebep tarayıcıdaki aksaklıklar veya zayıf kalibrasyondur. Her iki

durumda da tarayıcı sürekli ve tekrarlayan okumalar yapar böylece dairesel artefaktlar oluşur. Konik ışına bağlı 3 tip artefakt oluşabilir. Bunlar parsiyel hacim ortalaması, örneklem yetersizliği ve konik ışın etkisidir (Scarfe ve Farman 2008).

Parsiyel hacim ortalaması artefaktları, taramanın voksel çözünürlüğü görüntülenen objenin uzaysal veya kontrast çözünürlüğünden daha büyük olduğu zaman oluşmaktadır. Bu durumda pikseller doku veya sınırların örneklemi değil farklı BT değerlerinin ağırlıklı ortalamasıdır. Elde edilen son görüntü sınırlar arasında bir basamak oluşumu veya farklı yğunluktaki pikseller için homojenite ile sonuçlanır. Pasiyel hacim ortalaması artefaktları 'z' düzleminde ani yüzey değişikliği olan bölgelerde görülür (Scarfe ve Farman 2008).

Örneklem yetersizliği yapılandırma için yeterli temel projeksiyon sağlanamadığında oluşmaktadır. Veri örnekleminin azaltılması yanlış kayıt elde edilmesine, keskin köşelere ve görüntüde oluşan noise artışına sebep olur. Bu etki görüntü kalitesini şiddetli düzeyde etkilemez fakat görüntü detaylarının çözünürlüğü önemli olduğunda elde edilen projeksiyon görüntü sayısını mümkün olduğu kadar artırarak örneklem yetersizliği artefaktlarından kaçınmak gerekir (Scarfe ve Farman 2008).

Konik ışın etkisi oluşan artefaktların potansiyel sebebidir ve özellikle tarama hacminin periferal bölümlerinde oluşmaktadır. Periferal yapıların toplam bilgi miktarı dış tabakalarda merkezdeki yapılara göre daha az piksel kaydedilmesi sebebiyle azalmaktadır. Bu etki üretici firmaların farklı formlarda konik ışın yapılandırmaları geliştirmesiyle minimalize edilmektedir. Klinik olarak ise görüntülenecek alanın horizontal düzleme yakın konumlandırılması faydalı olmaktadır (Scarfe ve Farman 2008).

Noise

KIBT' de en önemli gelişmeler uzaysal çözünürlük artışı ile belirlenmektedir. Daha yüksek çözünürlük, görüntüleme sistemlerinde daha fazla detay ifade eder. Fakat daha fazla uzaysal çözünürlük yapılandırılmış görüntülerde daha yüksek noise oluşumuyla sonuçlanır. Noise çoğunlukla yüksek frekanslı sinyallerde oluşur. Ayrıca sistemin şekli, dedektör elemanlarının boyutu, voksel boyutları, elde edilmiş projeksiyon sayısı ve kalibrasyon da noise oluşumunda etkili faktörlerdir (Lee ve ark

2011). Konik ışın projeksiyon geometrisi her bir görüntü projeksiyonunun temeli olarak geniş bir hacmin ışınlanmasıyla sonuçlanır ve böylece ışın demetinin büyük bir bölümü atenüasyon yoluyla birbirleriyle etkileşime girer. Bu durumun çoğunluğu skater radyasyonu oluşturan Compton skateriyle oluşur. Skater radyasyonun büyük kısmı yönlendirmesiz olarak konik ışın alan dedektörü tarafından piksel olarak kaydedilir. Kaydedilen bu pikseller obje tarafından özel bir yol aracılığıyla elde edilmiş X ışınlarının gerçek atenüasyonunu yansıtmaz. Kaydedilen bu ilave X ışını atenüasyonu, doğrusal olmayan atenüasyonu yansıtır ve noise olarak adlandırılır.

Zayıf Yumuşak Doku Kontrastı

Skater radyasyon görüntüde noise artışına sebep olmakla beraber konik ışın sistemlerinde kontrastı azaltan önemli faktörlerden biridir. Ayrıca X ışını demetinin alan dedektörü üzerinde ayrımı topuk etkisine sebep olur. Bu etki X ışının geniş varyasyonuna ve non-uniformitesine sebep olur, bu da absorpsiyonda non-uniformite ve katotta anoda göre daha yüksek sinyal-noise oranı ile sonuçlanır (Scarfe ve Farman 2008).

1.2.5. Diş Hekimliğinde KIBT Kullanım Alanları

- KIBT çoğunlukla kırıklar, yapısal düzensizlikler, gömülü dişlerin cerrahi öncesi değerlendirilmesi, implant planlaması, implantın osseointegrasyonunun takibi gibi kemiğin ve dental patolojik durumların değerlendirilmesinde kullanılır.

- Ortodontide KIBT üç boyutlu sefalometrik değerlendirme için kullanılır (Scarfe ve Farman 2008).

- Kesitsel görüntüleme teknikleri karmaşık diş implantı uygulamaları için çok önemli teşhise yardımcı elemanlardır (Tyndall ve ark 2000).

- KIBT en yaygın dental implantlar için cerrahi öncesi değerlendirilmede kullanılır. İmplantın başarısını artırmak için hekim implantın optimum boyutunu, konumunu, açısını ve komşu yapılarla olan ilişkisini bilmelidir. Bu da alveoler kemiğin yüksekliğinin ve kalınlığının, önemli anatomik

yapıların konumlarının kesin olarak bilinmesi ile mümkündür (White 2008).

- Çalışmalar KIBT görüntülerinin diş implantlarının cerrahisinin planlanmasında alt çene ve alveoler kemik şeklinin, sinüslerin, alveoler kanalın, insisiv kanalın ve mental foramenin belirlenmesinde etkin olduğunu göstermiştir (Ito ve ark 2001, Lofthag ve ark 2009).

- Bazı bilgisayar yazılımları hekime implant boyutlarını ve konumlarını ekranda değerlendirme şansı tanır, bu şekilde en uygun implant boyutu ve konumunu belirlemek mümkün olmaktadır (White 2008).

- KIBT karmaşık yapıya sahip bölgelerde üç boyutlu görüntü oluşturabilme imkanı sağlayara bu bölgelerde planlama ve cerrahi esnasında oluşabilecek hataları en aza indirmektedir (Kim ve ark 2007).

- Alt çene üçüncü molar dişlerin kökleriyle alveoler kanalın ilişkisinin belirlenmesi dudağın ilgili tarafında his kaybına neden olabilecek sinir hasarının önlenmesinde büyük önem taşımaktadır. Bu ilişkinin doğru olarak değerlendirilmesi sinir hasarının oluşma ihtimalini azaltır. Panoramik radyografiler diş kökleri kanalın dışında kaldığı zaman yeterli iken radyografik süperimpozisyonların oluşması halinde üç boyutlu görüntüleme yaklaşımı tavsiye edilmektedir (Synder ve ark 2008).

- İnsanları en sık tutan hastalık diş çürüğü ve periodontal hastalıktır. Diş çürüğü özellikle küçük olduğunda klinik olarak ve geleneksel diş radyograflarıyla tespit edilmesi zordur (White 2008). Özellikle ara yüz çürüklerinin taranmasında ve izlenmesinde KIBT başarılıdır (Akdeniz ve ark 2006).

- KIBT apikal lezyonlar, kök kırıkları, köklerdeki içsel ve dışsal rezorpsiyonların tespit edilmesinde diğer görüntüleme tekniklerine göre daha hassas olduğu bulunmuştur (Tyndall ve Rathore 2008).

- Temporomandibular eklemde (TME) ağrı veya işlev bozukluğu olduğunda eklemin görüntülenmesine ihtiyaç duyulabilir. TME; osteofit, erozyon,

kırık, ankiloz veya gelişimsel anomalilerin tespiti veya kondil-fossa ilişkisinin değerlendirilmesi gibi sebeplerle görüntülenir (White 2008). TME' nin yapısal düzensizliklerinin tespiti için KIBT ile ilgili yapılan çalışmalarda sistemin başarılı sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Hintze ve ark 2007).

- Komplike vakalarda KIBT diş hekimlerine büyük kolaylıklar sağlasa da rutin diş hekimliği uygulamalarında KIBT' nin geleneksel radyografların tamamen yerini alması beklenmemektedir (Miles 2008).

1.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Radyografik Görüntülerde Boyutsal Değerlendirme:

1.3.1. Periapikal Radyografilerde Boyutsal Değerlendirme

Periapikal radyografiler, yüksek çözünürlükte ve keskinlikte görüntülerdir. Çoğunlukla komşu dişlerin konumu ve kalan alveoler kemiğin mesiodistal boyutu hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. Ayrıca vertikal yükseklik, kemik yapısı ve kemiğin kalitesi (kemik yoğunluğu, kortikal kemik miktarı ve trabeküler kemik miktarı) ile ilgili de önemli bir yardımcı tekniktir (Benson ve Shetty 2009). Hasta değerlendirilmesinin ilk aşamasında patoloji varlığının ve maksiller sinüs gibi anatomik yapılarla ilişkinin tespit edilmesi de uygulama alanları arasındadır (Lingeshwar ve ark 2010). Periapikal görüntüleme horizontal yönde özellikle komşu dişlerin köklerine yakın olarak doğru ölçümler yapmaya olanak sağlayan bir yöntemdir (Çelik ve ark 2007).

Periapikal radyograflar kolay uygulanabilir ve maliyeti düşük olmasına rağmen geometrik ve anatomik olarak çeşitli limitasyonları vardır (Benson ve Shetty 2009). Teknik kullanılacağında, belirli kuralları iyi kavramak ve benimsemek gerekir. Dental implantlara komşu kemik inceleneceğinde standardize periapikal radyografi görüntüleri önerilmektedir. Standart görüntü geometrisini yakalamak ve distorsiyonu, görüntünün uzama ve kısalma ihtimalini en aza indirmek için film tutucu ekipmanlar ile parelel teknik kullanmak gerekir (Çelik ve ark 2007).

İmplant uygulamalarında kalan dişsiz alveoler sırtta görülebilecek morfolojik malformasyonlar sebebiyle alveoler sırt bir dişle aynı uzun eksende olmayabilir.

Dolayısıyla görüntü reseptörünün konumu alveoler sırt yüksekliğine göre yanlış olabilir ve bu da görüntüde uzama ya da kısalma ile sonuçlanabilir. Ayrıca görüntü elde edilirken maksilla ya da mandibula için bütün alveoler sırt görüntüsünü elde edebilecek bir konumlandırma yapmak mümkün olmayabilir. Mandibuladan elde edilen panoramik radyografların yaklaşık %25'inde mandibular kanalın görüntülenemediği ve görüntülenebilen vakaların yaklaşık %53'ünde mandibular kanalın superior duvarı ile alveoler kret tepesi arasındaki ölçümlerin 1mm sınırlarında doğruluk gösterdiği rapor edilmiştir (Benson ve Shetty 2009).

Periapikal radyografiler, dökümentasyon ve takip sürecinde implant çevresindeki kemik rezorpsiyonunun değerlendirilmesi avantajları sebebiyle bu konularda panoramik radografilere üstün olarak dikkate alınabilir. Doğru konumlandırma ve standardizasyon ile distorsiyon miktarı önemli derecede azaltılabilmektedir. Tekniğin tekrarlanabilirliği yüksektir.

Bu avantajlarına rağmen, film boyutu operasyon öncesi kemiğin komşu yapılarla ilişkisinin değerlendirilmesinde genellikle yetersiz kalmaktadır. Kesitsel bilgi vermeden yalnızca seçili implant bölgesinin lateral görüntüsünü verir ve rezorbe kemikler sebebiyle ağız içine iyi yerleştirilemeyen filmler nedeniyle her zaman mükemmel görüntüler elde edilmeyebilir (Siu ve ark 2010).

1.3.2. Oklüzal Radyograflarda Boyutsal Değerlendirme

Periapikal radyografların kesitsel değerlendirme imkanı olmaması sebebiyle, fasiyo-lingual boyutlar hakkında bilgi sahibi olmak amacıyla ağız-içi radyografi tekniklerinden oklüzal radyografilerden faydalanılabilir. Zaman zaman faydalı olabilmesine rağmen bu teknikle elde edilen görüntüde kemiğin bukkolingual olarak en geniş kısmı görülür ve bu da çoğunlukla alveoler sırtın inferiorunda kalan bölgedir. Bu durum klinisyeni aslında var olandan daha fazla fasiyo-lingual kemik kalınlığı olduğu yanılgısına düşürebilir. Oklüzal radyografi anatomik kısıtlamalar sebebiyle, üst çenede kullanıma uygun değildir (Benson ve Shetty 2009).

1.3.3. Panoramik Radyograflarda Boyutsal Değerlendirme

Panoramik radyograflar çözünürlük ve görüntülenen yapıların keskinliğini gösterme açısından periapikal radyografi tekniği kadar başarılı olmasa da, çenelerin

ve komşu yapıların daha geniş görüntülenebilmesini sağlarlar. Panoramik radyografi, vertikal boyutun nispeten sabit kalırken horizontal boyutun yüksek oranda değişken olması açısından özgün bir tekniktir (Lingeshwar ve ark 2010).

Panoramik radyografi aracılığıyla edinilen bilgiler cerrahi öncesi planlama aracı olarak kullanılacağı durumlarda, tekniğin önemli limitasyonları sebebiyle makul bir şekilde uyumlanarak değerlendirilmelidir. Görüntü üzerinde yapılan açısal ölçümler doğru olma eğiliminde iken düzlemsel ölçümler genelde değildir. Yapılan ölçümler görüntünün elde edildiği farklı cihazlarda ve hatta aynı görüntünün farklı bölgelerinde bile değişkenlik göstermektedir (Benson ve Shetty 2009).

Literatür incelendiğinde panoramik radyografi görüntülerinin cihaza ve konumlandırmaya bağlı olarak değişen oranlarda büyütme gösterdiği görülmektedir. Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Akademisi (AAOMR) tarafından yayınlanan bir raporda, panoramik radyografi görüntülerinin %20-25 oranında, başka bir çalışmada ise %25 'ten fazla büyüme gösterdiği bildirilmiştir (Çelik ve ark 2007).

Panoramik radyografinin en büyük dezavantajı, görüntülenen yapılarda meydana gelen tahmin edilemeyen distorsiyonlar ve tekrarlanabilirlik özelliğinin düşük olmasıdır. Dikey maginifikasyon, sabit fokus-film mesafesi nedeniyle nispeten daha tutarlıdır (Siu ve ark 2010).

Teknik klinisyene bukko-lingual kesitsel görüntü hakkında ya da alveoler sırtın eğimiyle ilgili herhangi bir bilgi sağlayamaz. Uygun olmayan hasta konumlandırılması ve/veya çene kurvatüründeki bireysel varyasyonlar sebebiyle görüntüde önemli distorsiyonlar meydana gelebilir. Bu nedenle yapılan mesiodistal ölçümler güvenilir değildir (Siu ve ark 2010).

Panoramik radyografide fokal düzlem kalınlığı posterior bölgede yaklaşık 20mm, anterior bölgede ise 6mm' dir. Bununla birlikte hem alt çenede hem üst çenede anterior bölgeler çoğunlukla bulanık görünür (Siu ve ark 2010). Horizontal düzlemde yapılan ölçümlerin doğruluğu çoğunlukla ilgilenilen bölgedeki yapıların imaj tabakasının merkezine göre konumuna önemli derecede bağlıdır. İmaj tabakasının merkezi düzleminin önünde ya da arkasında konumlanan ama yine de imaj tabakasının içinde bulunan yapılar magnifikasyona ya da minifikasyona uğrarlar. Horizontal boyut distorsiyonunun derecesini kesin olarak belirlemek

mümkün değildir. Çünkü cihazın imaj tabakasının konfigürasyonu toplum ortalamasına göre belirlenir ve çok az bireyin anatomik morfolojisi tamamıyla o imaj tabakası konfigürasyonu ile uyumludur. Özetle, panoramik radyograflarda horizontal boyut değişikliği geniş aralıkta varyasyonlar gösterir ve hasta konumlandırılmasındaki hatalar bu varyasyonları daha da artırır. Bununla birlikte panoramik radyografinin boyutsal doğruluğunu kısıtlayan bir diğer faktör de kesitsel bilgi sağlamamasıdır (Benson ve Shetty 2009).

1.3.4. Sefalometrik Radyograflarda Boyutsal Değerlendirme

Sefalometrik radyografi, maksiller ve mandibuler alveoler kemiklerin mid-sagittal düzlemdeki ilişkileri ile ilgili bilgi verir. Bu teknikte yapılar %7 ila %12 arasında bilinen bir magnifikasyona uğrar. Bu görüntüleme yöntemiyle hastaların yumuşak doku profilleri de gözlenebilir ve prostodontik tedavi sonrasında profilde meydana gelen değişiklikler değerlendirilebilir (Lingeshwar ve ark 2010).

Bu yöntem ile maksilla ve mandibulanın orta hattındaki yapıların kesitsel görüntüsü elde edilebilir. Orta hatta bulunmayan yapıların görüntüleri karşı taraf görüntüsü üzerine süperpoze olur ve bu da implant bölgelerinin değerlendirilmesini karmaşık hale getirir.

Elde edilen görüntülerde meydana gelen magnifikasyon miktarı tahmin edilemez çünkü mandibula gövdesinin filme ve sefalostatın rotasyon merkezine uzaklığı aynı değildir. Bu nedenle bu teknikle alınan görüntüler üzerinde yapılan ölçümler güvenilir değildir. Sefalometrik görüntülerin önemli kısıtlamaları olmakla birlikte overdenture protez yapımında orta hatta yerleştirilecek implantlarda faydalı kullanım sağlayabilir (Benson ve Shetty 2009).

1.3.5. Geleneksel Tomografide Boyutsal Değerlendirme

Geleneksel tomografi, ilgilenilen alanda bulunan yapıların daha net görüntülerinin elde edilmesi amacıyla tasarlanmış bir tekniktir. Bu yöntemde X ışını demeti ve film birbirlerine göre ters yönde hareket ederler. Görüntülenmesi arzu edilen düzlem dışında kalan yapılar bulanıklaşırken, görüntülenecek düzlemde bulunan yapılar nispeten daha keskin ve net görünürler (Lingeshwar ve ark 2010).

İmaj tabakasının kalınlığı, oryantasyonu ve anatomik konumu önceden belirlenebilir ve manipüle edilebilir. Ölçümlerin güvenilir olması için kesitler belirlenirken oblik kesitlerden ziyade alveoler prosesin kavisine uygun olarak oryantasyonu yapılmalıdır (Benson ve Shetty 2009).

Geleneksel tomografi, ağız içi ve ağız dışı radyografi tekniklerine göre implant tedavisi sürecinde yapılan ölçümlerde daha güvenilir sonuçlar vermektedir. Literatür incelendiğinde tomografi teknikleri kullanılarak yapılan tedavilerin kullanılmadan yapılan tedavilere göre daha başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür (Çelik ve ark 2007).

Kesitsel görüntüleme yöntemlerinin kullanımı alveoler kret tepesi ile nasal fossa tabanı, maksiller sinüs tabanı, mandibuler kanal, mental kanal ve mandibuler korteks tabanı gibi anatomik yapılar arasındaki mesafelerin ölçümündeki boyutsal doğruluk açısından faydalıdır. İmplant yerleştirilecek bölgenin cerrahi öncesinde bukko-lingual olarak değerlendirilmesi de önemlidir. Geleneksel tomografi tekniği tek implant yapılacağında ya da tek yarım çenede çok sayıda implant planlandığında uygundur (Benson ve Shetty 2009).

1.3.6. Medikal Bilgisayarlı Tomografide Boyutsal Değerlendirme

Medikal bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri klinisyene detaylı değerlendirme imkanı sağlayan bir sistem olmakla birlikte yüksek maliyet ve yüksek radyasyon dozu sebebiyle endikasyonları tüm çenenin rekonstrüksiyonu gereken durumlarla, çift taraflı mandibula posterior bölgeyi kapsayan vakalarla ya da geniş greftleme gerekli olan hasta gruplarıyla sınırlandırılmıştır. Medikal BT' de de tıpkı geleneksel tomografide olduğu gibi kesitsel görüntüler elde etmek için X ışınından faydalanılmaktadır (Floyd ve ark 1999).

Medikal BT, mandibular kanalın konumuyla ilgili periapikal ve panoramik radyografiye göre çok daha doğru ölçümler yapılmasını sağlar (Siu ve ark 2010). Bu yöntemde görüntüler ince kesitler halinde elde edildiği için süperpozisyon kısıtlaması yoktur.

İmplant tedavisinde Medikal BT, kortikal kemik ve kansellöz kemikteki mineralizasyon düzeyini değerlendirme imkanı tanır. Genellikle alveoler kemik

seviyesinde kemik kalınlığı 1-2 mm aralıklı olur ve panoramik kesitler kullanılır. Aksiyel kesitlerin diş hekimliği alanında kullanımı için kesitlerin düzenlenmesine imkan sağlayan bazı özel yazılım programları geliştirilmiştir. BT' de başarı oranını artırmak amacıyla cerrahi plaklara yerleştirilen ve radyopak görüntü veren stentlerden faydalanılır. Magnifikasyon oranının sabit olması ve farklı düzlemlerde elde edilen kesitlerin dijital ortamda birleştirilip üç boyutlu değerlendirme imkanı sağlamasına rağmen, her merkezde bulunma ihtimalinin zayıf olması ve yüksek radyasyon dozu sebebiyle dental implant planlamasında kullanımı kısıtlıdır (Çelik ve ark 2007).

1.3.7. KIBT' de Boyutsal Değerlendirme

Maliyeti yüksek ve radyasyon dozu nispeten yüksek olan Medikal BT' nin aksine KIBT klinik diş hekimliği uygulamalarında nispeten düşük maliyeti ve düşük radyasyon dozu dikkate alındığında daha uygun bir tekniktir (Scarfe ve ark 2006).

Bu yöntemle izotropik milimetre altı düzeyde uzaysal çözünürlük sağlandığı için dental ve maksillo-fasiyal vakalarda kullanımı oldukça uygundur. Kobayashi ve ark (2004) tarafından yapılan ve KIBT ve spiral BT' nin güvenilirliğinin karşılaştırıldığı bir çalışmada KIBT' nin maksillo-fasiyal alan için spiral BT' ye göre daha üstün olduğu sonucuna varılmıştır ve ayrıca KIBT' de hastanın maruz kaldığı efektif radyasyon dozu geleneksel BT' ye göre yaklaşık olarak %98 oranında azalmıştır.

İmplant uygulamalarında kesitsel görüntüleme yöntemlerinin gerekliliği son zamanlarda tartışılmaktadır ve bu konuda genel kanı dikey boyut ölçümleri için ortopantomografik değerlendirme yeterliyken bukko-lingual boyut ölçümleri için gerekli durumlarda kesitsel görüntülemeye başvurulması gerektiğidir. (Çelik ve ark 2007).

KIBT, implant diş hekimliğinde cerrahi rehberler kullanıldığında vakanın operasyon öncesi planlaması ve hastaya implant transferinde doğru tahminler yapılmasını sağlar (Lingeshwar ve ark 2010). KIBT tarayıcıları klinisyene panoramik, kesitsel, sagital, aksiyal gibi farklı düzlemlerde yapılandırılmış görüntü imkanı sunarak implant bölgesinin operasyon öncesi ve sonrasında değerlendirilmesinde önemli bir rehber oluşturur. Tarayıcıların birçoğunda bu

görüntülerin kullanıcının tercihine bağlı olarak farklı kalınlıklarda elde edilmesi mümkündür. Alveoler kemik açısının tahmini için de kemik boyutlarının değerlendirilmesi ve yükleme yolunun belirlenmesi için kullanılabilecek bir tekniktir.

Bu yöntemde X ışını geometrisi sebebiyle ilgili bölgedeki yapıların magnifiye olmuş bir gölgesi oluşur. Fakat üretici firmaların geliştirilmiş matematiksel algoritmalarının elde edilen görüntüler üzerine uygulanması ve verilerin monitör üzerine bu şekilde aktarılmasıyla görüntüler magnifikasyon açısından düzenlenmiş olmaktadır. Şu anda piyasada mevcut KIBT sistemleri göz önünde bulundurulduğunda ölçümlerin bu teknoloji sayesinde yüksek doğruluk gösterdiğini söylemek mümkündür.

Dental implantların yüklenmesinde inferior alveoler kanal, mental foramen, submandibular fossa, lingual foramen, komşu dişler, nazal kavite, maksiller sinüsler, nazopalatin kanal gibi dental görüntüleme yöntemleriyle de görüntülenmesi mümkün olan birçok önemli anatomik yapı vardır. Fakat bu yapıların anatomik kompleksiteleri zaman zaman kesitsel görüntülemeyi gerekli hale getirir ve KIBT maksillo-fasiyal bölgede kompleks vakalarda boyutsal değerlendirmenin doğruluğu için önemlidir (Angeloulos ve Aghaloo 2011).

1.4. Çalışmanın Amacı

Dental implant tedavisi planlandığında kullanım alanı olan tüm bu görüntüleme yöntemleri arasında kullanımı nispeten yaygın olan panoramik ve KIBT çalışmamıza dahil edilmiştir. Panoramik radyograflarda hastanın konumlandırılmasına göre radyografik görüntülerde önemli değişiklikler ve distorsiyonlar oluşabilir ve çenelerin konumlarına göre %10 ila %30 arasında çeşitli düzeylerde magnifikasyon görülebilir. Günümüzde kullanımı yaygınlaşmakta olan KIBT' de ise hata oranının daha az olduğu ve doğruluğunun çok yüksek olduğu birçok araştırmacı tarafından rapor edilmiştir (Yim ve ark 2011). Bu çalışmada panoramik radyografi ve KIBT' de aynı konum değişikliklerinde elde edilen görüntülerde dikey boyut ölçümleri yapılarak aşağıdaki konuların araştırılması hedeflendi;

- Çenelerin hangi bölgelerinde yapılan ölçümlerin konumlandırmaya bağlı olarak kendi içinde farklılık gösterdiği.

- Çenelerin hangi bölgelerinin hangi yönde konum değişikliğinden daha çok etkilendiği.
- Panoramik radyografide ve KIBT' de çalışma kapsamındaki konum değişikliklerine göre magnifikasyon katsayılarının minimum ve maksimum değerleri.
- Hangi çene bölgesinin konum değişikliğinden en az ve en fazla etkilendiği.
- Panoramik radyografide çene desteğinin konumunun değiştirilmesinin diş bölgelerinin magnifikasyonunu nasıl etkilediği.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonundan 07.05.2013 tarih ve 2013/04-05 sayılı etik kurul onayı alınmıştır.

Çalışmamızda S.Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalından temin edilen ve 28 diş bölgesi düzenli sıralanan kurukafa üzerine implant şeklini taklit eden paslanmaz çelik malzemeden pinler her bir diş bölgesine açılmış olan uygun yuvalara yerleştirildi. Kullanılan pinlerin tamamının dikey boyutları eşit ve her biri 15,9 mm olarak hazırlandı. Pinlerin fiziksel ölçümleri 0,01 mm' ye duyarlı dijital kumpas ile kontrol edildi (Şekil 2.1).



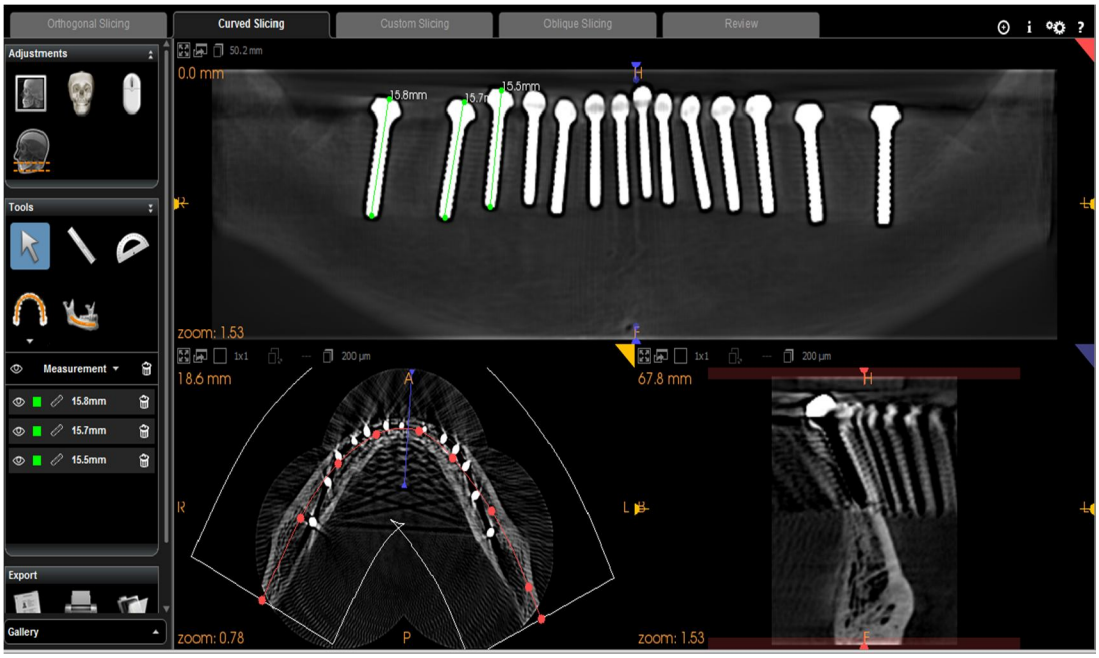
Şekil 2.1. Pin boyunun dijital kumpasla ölçümünü gösteren fotoğraf.

Kafatası ön-arka ve sağ-sol düzlemde konumsal değişiklik imkanı tanıyan üç ayak aparey üzerine foramen magnuma yerleştirilmiş olan bir boru sayesinde sabitlendi (Şekil 2.2) Vertikal düzlemde ve horizontal düzlemde kafatasının -10^{o}, -5^{o}, 0^{o}, $+5^{o}$ ve $+10^{o}$ açılamaları kullanılarak 25 panoramik, 24 KIBT görüntüsü elde edildi. Her iki düzlemde açı $+10^{o}$ olduğunda bütün pinleri birlikte görüntüleyecek bir KIBT görüntüsü elde etmek mümkün olmadı.

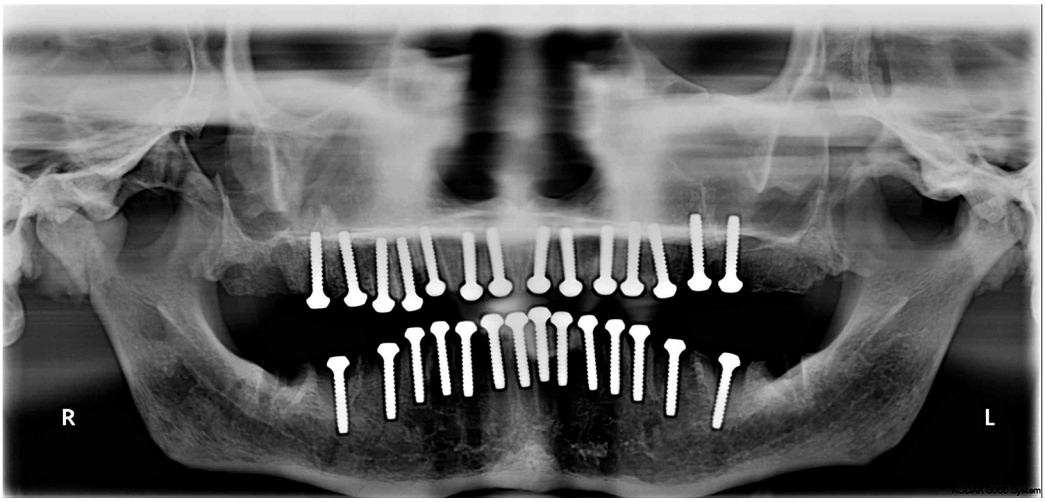


Şekil 2.2. Pozisyoner ve kuru kafanın pozisyonerde sabitlenmiş fotoğrafı.

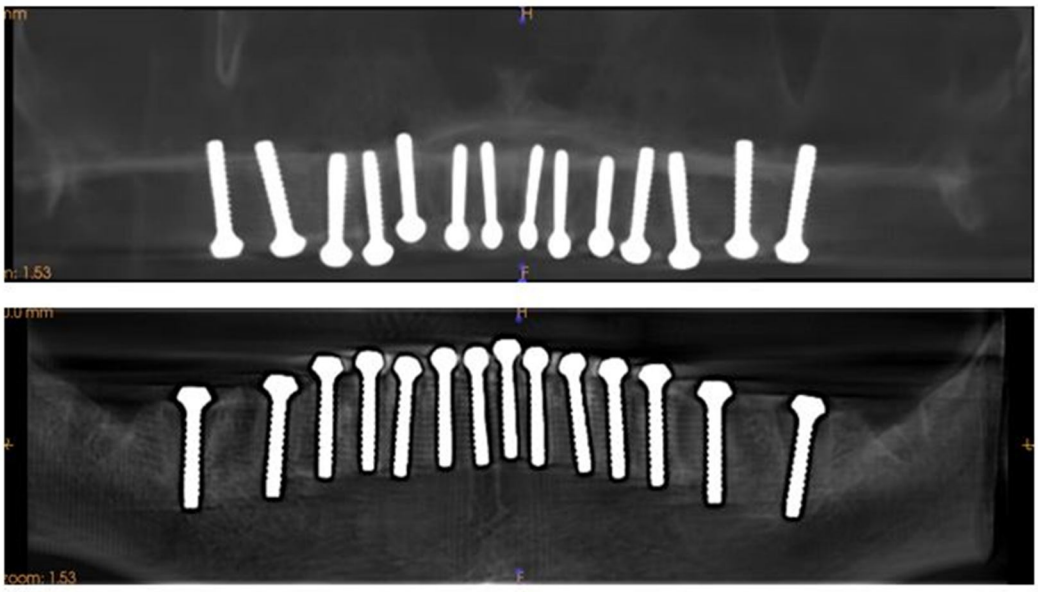
Çalışmamızın ilk bölümünde 25 panoramik, 24 KIBT görüntüsü olmak üzere toplam 49 görüntü üzerinde 28 diş bölgesindeki pinlerin dikey boyut ölçümleri yapıldı (Şekil 2.3-9). Her ölçüm gerçek boyuta bölünerek her bir pin için magnifikasyon katsayısı hesap edildi. Diş bölgeleri maksilla anterior, maksilla sağ premolar, maksilla sağ molar, maksilla sol premolar, maksilla sol molar, mandibula anterior, mandibula sağ premolar, mandibula sağ molar, mandibula sol premolar ve mandibula sol molar olmak üzere 10 gruba ayrıldı ve ilgili bölgelerdeki pinlere ait ölçümlerin ortalamaları alınarak hata payları kompanse edilmiş oldu.



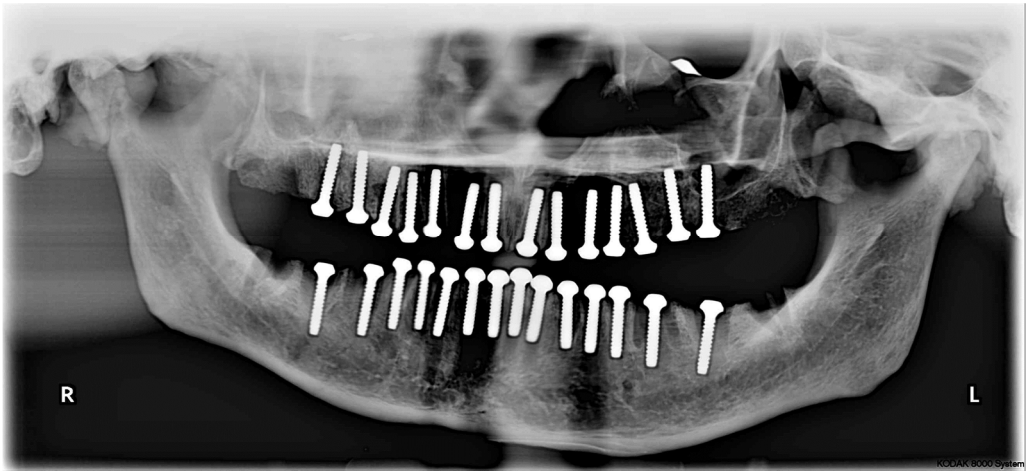
Şekil 2.3. KIBT görüntüleri için yapılan ölçümleri gösteren ekran fotoğrafı.



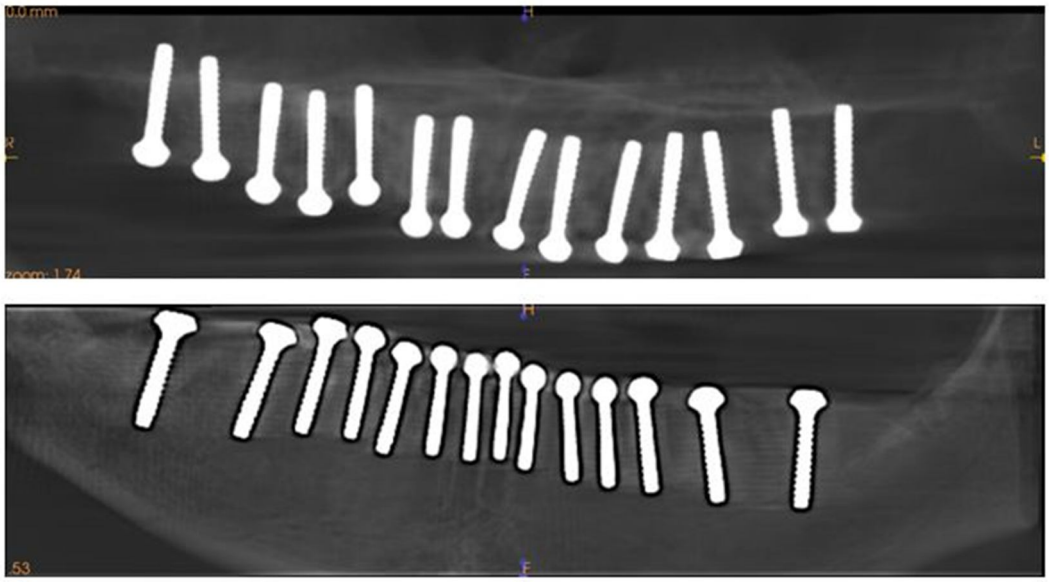
Şekil 2.4. Sağ-sol olarak 0^{o}, ön-arka pozisyonda -10^{o} açılama ile konumlandırmada elde edilen panoramik radyografi görüntüsü.



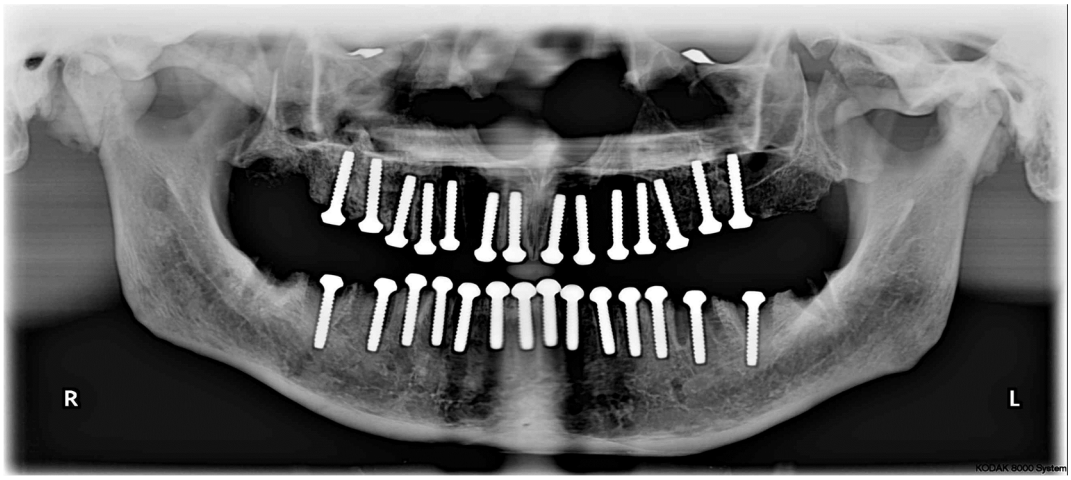
Şekil 2.5. Sağ-sol olarak 0^{o}, ön-arka pozisyonda -10^{o} açılama ile konumlandırmada elde edilen KIBT panoramik kesiti.



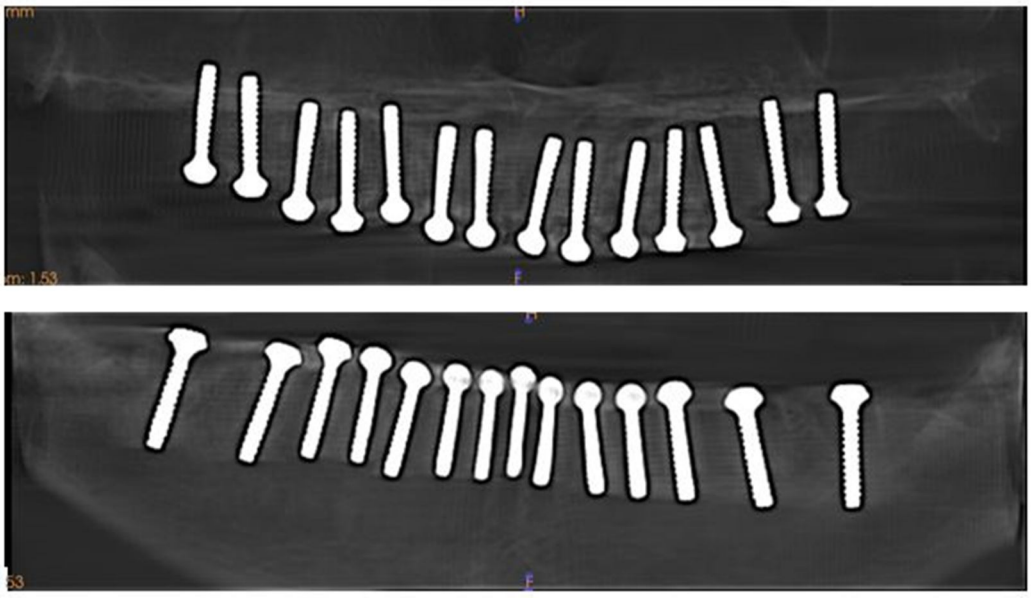
Şekil 2.6. Sağ-sol olarak +10^{o}, ön-arka pozisyonda 0^{o} açılama ile konumlandırmada elde edilen panoramik radyografi görüntüsü.



Şekil 2.7. Sağ-sol olarak +10^{o}, ön-arka pozisyonda 0^{o} açılama ile konumlandırmada elde edilen KIBT panoramik kesiti.



Şekil 2.8. Sağ-sol olarak +5°, ön-arka pozisyonda +5° açılama ile konumlandırmada elde edilen panoramik radyografi görüntüsü.

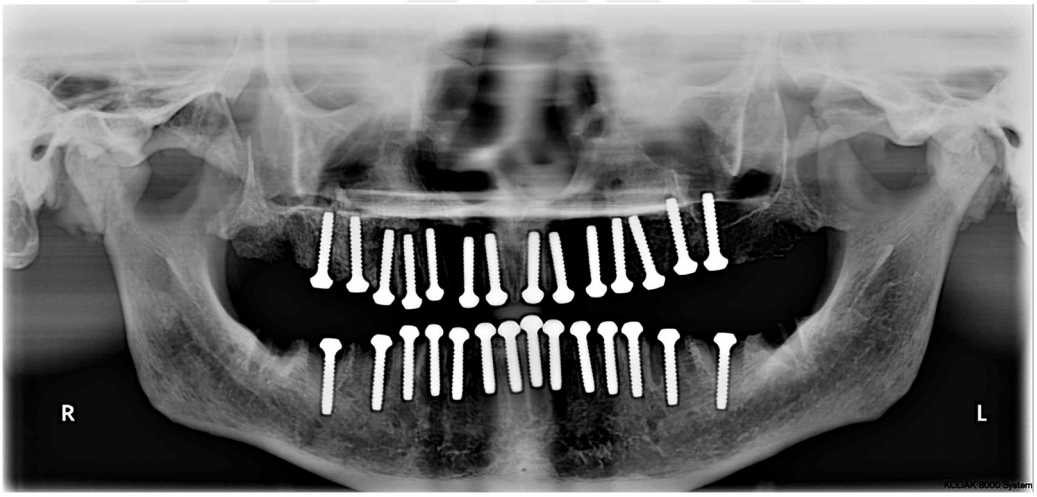


Şekil 2.9. Sağ-sol olarak +5°, ön-arka pozisyonda +5° açılama ile konumlandırmada elde edilen KIBT panoramik kesiti.

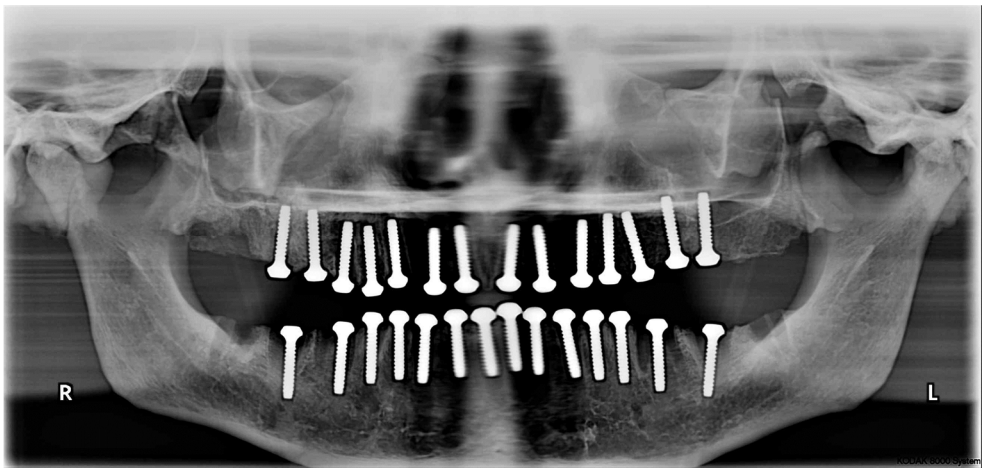
Çalışmamızın ikinci bölümünde apareyin bütün olarak ileri ve geri 0,5'er cm yer değişikliğine sebep olan, cihaz üzerinde -5, 0 ve +5 olmak üzere üç farklı konumda 25' er panoramik görüntü elde edildi ve apareyin bütün olarak hareketinin dikey boyut üzerine etkisi araştırıldı (Şekil 2.10-13).



Şekil 2.10. 0,5 cm'lik yer değişikliğini gösteren düzenek fotoğrafı.



Şekil 2.11. İdeal konumlandırılmış panoramik radyografi görüntüsü.



Şekil 2.12. Sağ-sol ve ön-arka olarak ideal, cihaz içinde -5'te konumlandırılmış panoramik radyografi görüntüsü.



Şekil 2.13. Sağ-sol ve ön arka olarak ideal, cihaz içinde +5'te konumlandırılmış panoramik radyografi görüntüsü.

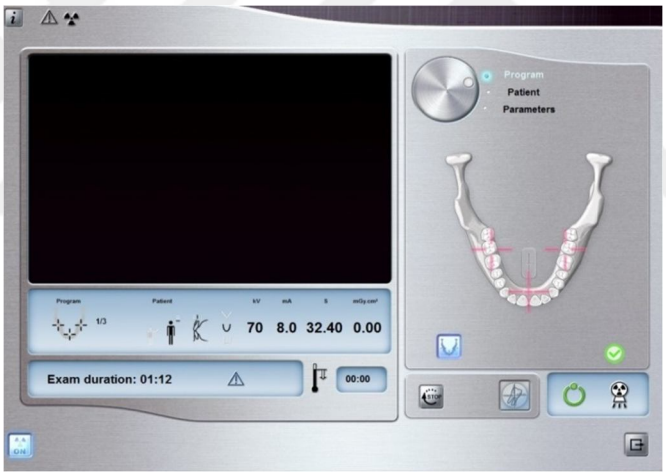
Elde edilen bütün panoramik görüntülerde apareyin ısırma bloğunu ısırması ve sagital hat çizgisinin orta hattan geçmesi sağlandı. KIBT görüntüleri elde edilirken üst ve alt çene için ayrı konumlandırmalar yapıldı, her iki çene için anterior dişler ısırma bloğunun önünde konumlandırıldı ve sagittal hat çizgisinin orta hattan geçmesi sağlandı.

Panoramik radyograflar 60 kV, 4 mA değerleri ve 13,9 sn ışınlama süresi ile (Kodak 8000 Panoramik sistem Carestream Health Inc, Rochester NY Amerika) elde edildi (Şekil 2.14). KIBT görüntüleri ise 70kV, 8mA değerleri ve 32,40sn ışınlama süresi ile (Kodak 9000/3D sistemi Carestream Health Inc, Rochester NY Amerika) elde edildi (Şekil 2.15). Görüntülerin tamamı aynı monitor üzerinde (MSI AE222

1920x1080 resolution California, USA) görüntüleme cihazlarına ait ölçüm programları ile ölçümler yapıldı.



Şekil 2.14. Panoramik radyografi çekim ekranı görüntüsü.



Şekil 2.15. KIBT çekim ekranı görüntüsü.

2.1. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz SPSS 16.0 sürüm yazılım programı ile yapıldı. Verilerin analizi için normal dağılıma uygunluk Kolmogorov-Smirnov testi ile varyans homojenliği ise Levene testi ile analiz edildi. Gözlemcinin birinci ve ikinci gözlemleri arasındaki uyumu değerlendirmek için Pearson korelasyon testi kullanıldı. Gözlemler arasında yüksek uyum görüldüğü için (p=0,992) ikinci gözlemler analiz için kullanıldı. Veriler normal dağılım gösterdiği için ve varyans homojenliği olduğu için parametrik testler kullanıldı. Verilerin analizi, ikiden fazla grup için ANOVA

testi ve bağımsız örneklem *t* testi kullanılarak yapıldı. Elde edilen sonuçlara, hangi gruplar arasında farkın önemli olduğunun değerlendirilmesi için post Hoc Tukey testleri uygulandı.

3. BULGULAR

Çalışmamızda kuru kafa model üzerindeki 28 diş bölgesine açılan yuvalara yerleştirilmiş olan, implant şeklini taklit eden paslanmaz çelik materyalden pinlerin farklı konumlandırmalarda görüntüleri elde edildi. Elde edilen görüntüler üzerinde ölçülen uzunluklar gerçek uzunluklarına bölünerek magnifikasyon katsayısı hesap edildi (Çizelge 3.1).

3.1. Panoramik Radyograflarda Dikey Magnifikasyon Faktörünün Değerlendirilmesi

3.1.1. Sağ-Sol Konum Değişiklikleri

Elde edilen dijital panoramik radyografi görüntülerinde, sağ-sol yönde yapılan açısal konum değişikliklerinde magnifikasyon katsayıları arasındaki fark istatistiksel olarak maksilla premolar ve molar bölgelerinde görülmüştür (Çizelge 3.2). Kafa modeli saat yönünde 10^o açıyla konumlandırıldığında ($+10^o$) sağ maksilla premolar ve molar bölgesinde, kafa modeli saatin tersi yönde 10^o açıyla konumlandırıldığında (-10^o) sol maksilla premolar bölgesinde magnifikasyon istatistiksel olarak anlamlı büyümüştür.

3.1.2. Ön-Arka Konum Değişiklikleri

Elde edilen dijital panoramik radyografi görüntülerinde, ön-arka yönde uygulanan konum değişikliklerinde magnifikasyon katsayıları arasındaki fark istatistiksel olarak maksilla anterior, mandibula anterior ve mandibula premolar bölgelerinde görülmüştür (Çizelge 3.2). Maksilla anterior bölge için kafa modelinin geriye doğru açısal konum değişikliğinde magnifikasyon faktörü istatistiksel olarak anlamlı daha küçükken baş konumunun öne doğru her bir açılandırılmasında magnifikasyon faktörü büyümüştür. Mandibula anterior bölge içinse kafa modelinin öne doğru konumlandırılmalarında magnifikasyon katsayısı daha küçükken geriye doğru açısal her harekette magnifikasyon faktörü büyümüştür. Mandibula premolar bölge için ise 0^o, -5^o ve -10^o ile 0^o, $+5^o$ ve $+10^o$ ‘ lik konumlandırmalar arasında anlamlı fark görülmüştür.

Çizelge 3.1. Farklı konumlarda elde edilen panoramik görüntülerde magnifikasyon katsayıları (ortalama±standart sapma)

MAKSİLLA						
		Anterior	Premolar(sağ)	Premolar(sol)	Molar(sağ)	Molar(sol)
SS	0	1,19±0,031	1,24±0,009	1,25±0,05	1,26±0,01	1,27±0,005
SS	-5	1,19±0,021	1,25±0,005	1,24±0,009	1,25±0,03	1,28±0,007
SS	5	1,19±0,028	1,24±0,005	1,24±0,005	1,26±0,008	1,27±0,009
SS	-10	1,19±0,027	1,23±0,005	1,26±0,007	1,26±0,005	1,30±0,017
SS	10	1,20±0,024	1,23±0,009	1,25±0,005	1,26±0,005	1,27±0,007
ÖA	0	1,12±0,004	1,24±0,009	1,25±0,005	1,26±0,010	1,27±0,005
ÖA	-5	1,18±0,008	1,24±0,009	1,24±0,009	1,25±0,03	1,28±0,007
ÖA	5	1,21±0,000	1,24±0,008	1,24±0,005	1,26±0,008	1,25±0,009
ÖA	-10	1,22±0,008	1,24±0,005	1,26±0,007	1,26±0,005	1,30±0,017
ÖA	10	1,19±0,024	1,24±0,008	1,25±0,005	1,27±0,005	1,25±0,007
MANDİBULA						
		Anterior	Premolar(sağ)	Premolar(sol)	Molar(sağ)	Molar(sol)
SS	0	1,17±0,036	1,20±0,015	1,22±0,012	1,24±0,004	1,25±0,005
SS	-5	1,18±0,035	1,19±0,025	1,22±0,012	1,25±0,004	1,25±0,009
SS	5	1,17±0,045	1,20±0,015	1,21±0,017	1,24±0,005	1,26±0,005
SS	-10	1,18±0,026	1,18±0,018	1,23±0,009	1,24±0,003	1,25±0,008
SS	10	1,16±0,037	1,20±0,008	1,20±0,024	1,25±0,002	1,25±0,005
ÖA	0	1,17±0,036	1,20±0,015	1,22±0,012	1,25±0,013	1,25±0,005
ÖA	-5	1,18±0,035	1,19±0,025	1,22±0,012	1,26±0,005	1,25±0,009
ÖA	5	1,17±0,045	1,20±0,015	1,20±0,017	1,24±0,005	1,26±0,005
ÖA	-10	1,18±0,026	1,18±0,018	1,23±0,009	1,26±0,008	1,25±0,008
ÖA	10	1,16±0,037	1,20±0,008	1,20±0,023	1,24±0,007	1,25±0,005

Çizelge 3.2. Elde edilen panoramik radyograflarda konumlandırmanın magnifikasyon faktörü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ve p değerleri ($p<0,05$ istatistik olarak anlamlı).

	Sağ-sol					Ön-arka				
	Ort.	Std. Sap.	Min.	Maks.	P. Değ.	Ort.	Std. Sap.	Min.	Maks.	P. Değ.
Maksilla Anterior	1,193	0,026	1,15	1,23	0,983	1,192	0,024	1,15	1,23	0,000
Maksilla premolar sağ	1,237	0,007	1,23	1,25	0,043	1,237	0,008	1,23	1,25	0,603
Maksilla molar sağ	1,259	0,030	1,20	1,27	0,045	1,258	0,014	1,20	1,27	0,836
Maksilla premolar sol	1,248	0,006	1,23	1,27	0,005	1,248	0,009	1,23	1,27	0,230
Maksilla molar sol	1,279	0,009	1,26	1,31	0,004	1,278	0,013	1,26	1,31	0,914
Mandibula anterior	1,172	0,180	1,10	1,22	0,930	1,171	0,034	1,10	1,22	0,000
Mandibula premolar sağ	1,197	0,049	1,15	1,22	0,324	1,196	0,017	1,15	1,22	0,002
Mandibula molar sağ	1,249	0,008	1,23	1,27	0,093	1,248	0,010	1,23	1,27	0,627
Mandibula premolar sol	1,214	0,015	1,17	1,24	0,059	1,214	0,018	1,13	1,24	0,015
Mandibula molar sol	1,252	0,007	1,23	1,26	0,228	1,252	0,007	1,23	1,26	0,662

3.2. KIBT Panoramik Kesitlerinde Dikey Magnifikasyon Faktörünün Değerlendirilmesi

KIBT görüntüleri elde edilirken sağ-sol ve ön-arka düzlemde açı $+10^{o}$ olduğunda tüm pinleri aynı kesit üzerinde görüntülemek mümkün olmadığı için toplamda 24 farklı konumlandırmaya ait KIBT görüntüsü elde edildi. Ölçümler için panoramik radyografi görüntülerinde olduğu gibi çeneler anterior, sağ ve sol premolar ve sağ ve sol molar olmak üzere ilgili bölgedeki pinlere ait ölçümleri ortalamaları alınarak değerlendirildi ve yapılan ölçümler gerçek boyuta bölünerek magnifikasyon faktörleri hesap edildi (Çizelge 3.3).

3.2.1. Sağ-Sol Konum Değişiklikleri

Sağ-sol yönde konum değişikliklerine ait görüntüler arasında magnifikasyon faktörleri arasındaki fark maksilla premolar ve maksilla molar bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlıydı (Çizelge 3.4). Fakat hem maksilla molar hem de premolar bölge için ortalama hata payı 1mm'nin altındaydı. Buna karşılık anterior bölge için sağ-sol konum değişikliklerinde istatistiksel anlamlı fark yokken maksilla anterior bölge için baş 10^{o} sağa veya sola açısal konumlandırıldığında ortalama hata payı 1mm veya hafif daha yüksek olarak bulunmuştur. Mandibula anterior bölge içinse baş konumu 0^{o}' de ve 5^{o} sağa veya sola eğimli iken ortalama hata payı 1mm veya hafif daha yüksekti.

3.2.2. Ön-Arka Konum Değişiklikleri

Ön-arka yönde konum değişiklikleri için bölgelere göre magnifikasyon faktörleri arasındaki fark, maksilla anterior, mandibula anterior ve mandibula premolar bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlıydı. Maksilla anterior bölge için kafa modeli arkaya açılı konumlandırıldığında, mandibula anterior bölge içinse kafa modeli öne açılı konumlandırıldığında ortalama hata payı 1 mm' den hafif yüksek olarak bulunmuştur.

Çizelge 3.3. Farklı konumlarda elde edilen KIBT görüntülerinde magnifikasyon katsayıları (ortalama±standart sapma).

MAKSİLLA						
		Anterior	Premolar(sağ)	Premolar(sol)	Molar(sağ)	Molar(sol)
SS	0	0,95±0,04	0,99±0,015	0,99±0,008	1,00±0,004	1,00±0,004
SS	-5	0,94±0,035	0,99±0,013	0,98±0,013	1,00±0,004	0,99±0,007
SS	5	0,93±0,029	0,99±0,050	0,97±0,010	1,00±0,000	0,98±0,010
SS	-10	0,94±0,037	0,98±0,007	0,99±0,011	0,99±0,005	1,00±0,007
SS	10	0,94±0,035	0,96±0,022	1,00±0,010	0,98±0,013	1,00±0,005
ÖA	0	0,95±0,005	0,98±0,009	0,99±0,010	0,99±0,009	0,99±0,005
ÖA	-5	0,92±0,008	0,98±0,016	0,99±0,017	0,99±0,008	0,99±0,013
ÖA	5	0,96±0,005	0,99±0,011	0,99±0,007	0,99±0,005	0,99±0,009
ÖA	-10	0,89±0,004	0,97±0,023	0,98±0,011	0,99±0,018	0,99±0,005
ÖA	10	0,98±0,006	1,00±0,006	1,00±0,006	1,00±0,006	1,00±0,006
MANDİBULA						
		Anterior	Premolar(sağ)	Premolar(sol)	Molar(sağ)	Molar(sol)
SS	0	0,93±0,043	0,97±0,020	0,97±0,024	1,01±0,080	1,00±0,012
SS	-5	0,93±0,044	0,97±0,029	0,97±0,025	1,00±0,011	1,00±0,008
SS	5	0,93±0,050	0,98±0,023	0,96±0,027	1,00±0,005	1,00±0,007
SS	-10	0,95±0,042	0,96±0,024	1,00±0,015	1,01±0,005	1,01±0,006
SS	10	0,94±0,026	0,99±0,005	0,96±0,017	1,00±0,008	1,00±0,006
ÖA	0	0,92±0,011	0,97±0,015	0,97±0,013	1,01±0,005	1,00±0,004
ÖA	-5	0,96±0,007	0,98±0,005	0,99±0,015	1,01±0,005	1,00±0,000
ÖA	5	0,91±0,011	0,96±0,022	0,97±0,019	1,00±0,005	1,00±0,010
ÖA	-10	0,98±0,008	0,99±0,013	0,99±0,011	1,00±0,011	1,01±0,011
ÖA	10	0,86±0,006	0,94±0,015	0,93±0,010	0,99±0,012	0,99±0,000

Çizelge 3.4. Elde edilen KIBT görüntülerinde konumlandırmanın magnifikasyon faktörü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ve p değerleri ($p<0,05$ istatistik olarak anlamlı).

	Sağ-sol					Ön-arka				
	Ort.	Std. Sap.	Min.	Maks.	P. Değ.	Ort.	Std. Sap.	Min.	Maks.	P. Değ.
Maksilla Anterior	0,940	0,033	0,89	0,99	0,969	0,944	0,006	0,89	0,99	0,000
Maksilla premolar sağ	0,982	0,017	0,93	1,00	0,016	0,984	0,013	0,93	1,00	0,081
Maksilla molar sağ	0,995	0,010	0,96	1,01	0,019	0,995	0,041	0,96	1,01	0,052
Maksilla premolar sol	0,988	0,013	0,96	1,01	0,000	0,989	0,010	0,96	1,01	0,622
Maksilla molar sol	0,994	0,009	0,97	1,01	0,007	0,995	0,018	0,97	1,01	0,239
Mandibula anterior	0,934	0,039	0,86	0,99	0,947	0,928	0,009	0,86	0,99	0,000
Mandibula premolar sağ	0,973	0,022	0,92	1,01	0,484	0,970	0,014	0,92	1,01	0,001
Mandibula molar sağ	1,004	0,008	0,98	1,02	0,197	1,003	0,049	0,98	1,02	0,252
Mandibula premolar sol	0,973	0,024	0,92	1,01	0,265	0,970	0,014	0,92	1,01	0,000
Mandibula molar sol	0,995	0,008	0,99	1,02	0,566	1,000	0,005	0,99	1,02	0,106

3.3. Panoramik Radyograflarda Apareyin Açısal Olmayan Öne-arkaya Hareketinin Dikey Magnifikasyon Faktörü Üzerine Etkisi

Kafa modelinin bütün olarak öne ve arkaya (-5, 0 ve +5 konumları) konumlandırılmasıyla elde edilen görüntüler üzerinde pinlere ait dikey boyut ölçümleri yapıldı. Diş bölgelerine göre ortalamaları alındı. Bu değerler gerçek boyut değerlerine bölünerek magnifikasyon faktörleri hesap edildi (Çizelge 3.5). Çenelerin bütün bölgeleri için kafa modelinin açısal olmayan bütün olarak öne ve arkaya konum değişikliğinin magnifikasyon faktörleri arasında istatistiksel olarak anlamlı değişikliğe sebep olduğu gözlendi. Hem maksilla hem mandibula için odak düzleminin önünde konumlandırma odak düzlemine göre magnifikasyonu küçültürken, odak düzleminin gerisinde konumlandırma magnifikasyonu artırmıştır (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.5. Elde edilen panoramik radyograflarda başın çene tablası üzerindeki konumuna göre magnifikasyon katsayıları (ortalama±standart sapma).

MAKSİLLA					
	Anterior	Premolar(sağ)	Premolar(sol)	Molar(sağ)	Molar(sol)
T0	1,19±0,024	1,24±0,008	1,25±0,009	1,26±0,014	1,28±0,013
T-5	1,21±0,021	1,25±0,006	1,26±0,016	1,27±0,009	1,29±0,023
T5	1,18±0,022	1,23±0,009	1,23±0,008	1,27±0,01	1,27±0,015
MANDİBULA					
	Anterior	Premolar(sağ)	Premolar(sol)	Molar(sağ)	Molar(sol)
T0	1,17±0,034	1,20±0,017	1,21±0,018	1,25±0,01	1,25±0,007
T-5	1,19±0,33	1,21±0,021	1,23±0,019	1,26±0,009	1,26±0,01
T5	1,16±0,032	1,19±0,018	1,20±0,019	1,24±0,009	1,24±0,008

Çizelge 3.6. Elde edilen panoramik radyograflarda çene tablası üzerindeki konumlandırmanın magnifikasyon faktörü üzerine etkilerinin değerlendirilmesi ($p<0,05$ istatistik olarak anlamlı).

	Ort.	Std.Sap.	Min	Maks.	p. değ.
Maksilla Anterior	1,195	0,228	1,14	1,25	0,00
Maksilla Premolar (Sağ)	1,239	0,008	1,21	1,26	0,00
Maksilla Premolar (Sol)	1,262	0,011	1,20	1,29	0,00
Maksilla Molar (Sağ)	1,249	0,011	1,22	1,31	0,00
Maksilla Molar (Sol)	1,280	0,017	1,24	1,36	0,00
Mandibula Anterior	1,174	0,033	1,08	1,25	0,008
Mandibula Premolar (Sağ)	1,199	0,124	1,14	1,24	0,00
Mandibula Premolar (Sol)	1,250	0,009	1,23	1,28	0,00
Mandibula Molar (Sağ)	1,215	0,019	1,14	1,25	0,00
Mandibula Molar (Sol)	1,252	0,008	1,22	1,29	0,00

4. TARTIŞMA

Hasta başının konumu görüntüleme işlemi öncesi değişebilmekte ve bu da yapılan ölçümlerde farklılıklara sebep olmaktadır (Sheikhi ve ark 2012). Bir görüntüleme tekniğinde konumlandırmada meydana gelen sapmalar sebebiyle oluşan boyutsal ölçümlerdeki değişikliğin klinik uygulamalara etkisi ve ölçülen boyutların gerçek boyutlarla arasındaki ilişki konumlandırmayla ilgili en önemli unsurlardandır (Vazquez ve ark 2011). Bu çalışmanın amacı panoramik radyografi ve KIBT' de farklı konumlandırmalarda elde edilen görüntülerde dikey boyutta meydana gelen magnifikasyon oranlarını diş bölgelerine göre karşılaştırmaktı.

Belirli bir bölgedeki kesin magnifikasyon oranını tespit etmek için o bölgelere gerçek boyutları bilinen referans objelerinin yerleştirilmesi gerekmektedir (Vazquez ve ark 2011). Çalışmamızda bu amaçla kuru kafa model üzerinde açılan yuvalara boyutları bilinen ve tamamı birbirine eşit olan 28 pin her bir diş bölgesine yerleştirildi. Farklı konumlandırmalarla panoramik radyografi ve KIBT görüntüleri elde edilerek gerçek boyutları bilinen pinlerin radyografik boyut ölçümleri, ölçümlerin tekrarlanabilir olduğunu test etmek amacıyla aynı gözlemci tarafından bir ay arayla iki kez yapıldı. Elde edilen radyografik dikey pin boyutu ölçümleri dijital kumpasla elde edilen ölçümlere bölünerek oransal boyut değişimini tespit etmek amacıyla magnifikasyon katsayıları hesap edildi. Bütün ölçümler yapıldıktan sonra çenelere ve diş bölgelerine göre konumlandırmanın etkisi farklı olacağından her iki çene anterior, sağ ve sol premolar ile sağ ve sol molar olmak üzere beş farklı diş bölgesine ortalama değerleri alınarak ayrıldı (Stramotas ve ark 2002).

Panoramik radyografi, maksilla ve mandibula bölgesinin görüntülenmesinde hem hekim hem de hasta için basit, hızlı, pratik ve nispeten düşük radyasyon dozu olan bir görüntüleme yöntemidir (Stramotas ve ark 2002). Teknik ilk olarak 1960'lı yılların sonlarında tanımlanmış ve o günden sonra klinik diş hekimliği uygulamalarında bir kilit nokta haline gelmiştir. Panoramik radyograflar ile alveolaris inferior kanalın konumu ve maksiller sinüslerin alveoler kretle ilişkisi gibi bilgiler edinilebilir. Yaklaşık kemik yüksekliği, vital yapılar ve bölgedeki muhtemel patolojiler değerlendirilebilir (Nikneshan ve ark 2013). Panoramik radyografi dental implantların yerleştirilmesinde en sık tercih edilen görüntüleme tekniği olmakla birlikte hasta başının konumlandırılmasına bağlı olarak görüntüde önemli sapmalar oluşabilmektedir (Yim ve ark 2011). Panoramik radyograflarda magnifikasyon ve

distorsiyona sebep olan temel etkenlerden biri hasta başının cihaz içinde konumlandırılmasıdır. Kabul edilebilir olmayan diagnostik kalitedeki görüntülerin çoğunluğu çekim tekniği hatalarından çok başın konumlandırma tekniğindeki hatalardan kaynaklanmaktadır (Nikneshan ve ark 2013). Konumlandırmanın yanında iskeletsel malformasyonlar ve maloklüzyon da çeneler arasındaki ilişkiden dolayı ölçümlerin doğruluğunu etkileyebilmektedir (Sabban ve ark 2015).

Tekniğin klinik uygulamalardaki önemli kısıtlamalarından biri radyograf üzerinde görülen yapıların boyutlarının gerçek boyutlarla uyumlu olmamasıdır. X-ışını kaynağı ile film arasında bulunan bir nesne magnifikasyona uğrar ve eğer magnifikasyon faktörü vertikal ve horizontal düzlemlerde aynı ise görüntüde distorsiyon yoktur denir. Görüntülenen nesne keskin sınırlarla ayrılmış olan görüntü tabakası dışına çıkarsa görüntü distorsiyona uğrar. Görüntüler üzerinde yapılan horizontal ölçümler, farklı derinliklerdeki nesnelerin magnifikasyonda lineer olmayan varyasyonları sebebiyle çoğunlukla güvenilir değildir, fakat vertikal ölçümler görece olarak daha güvenilirdir (Amir ve ark 1998).

Günümüzde kullanılan birçok farklı üreticiye ait panoramik radyografi cihazı bulunmaktadır ve her firma için kullanılmış olan projeksiyon geometrisine bağlı olarak farklı magnifikasyon değerleri belirlenmiştir. Farklı üretici firmalarda belirlenen magnifikasyon faktörü farklı olduğu gibi aynı üreticinin farklı cihazlarında bile magnifikasyon farkı olabilmektedir. Bu nedenle boyutsal ölçüm çalışmalarında aynı tip görüntüleme cihazı kullanılmalıdır (Amir ve ark 1998). Çalışmamızda bütün radyograflar aynı görüntüleme cihazıyla elde edilmiş ve cihaza ait olan ölçüm sistemiyle boyutsal değerlendirmeleri yapılmıştır.

Tüm ölçümler bir ay arayla tekrarlanmış ve gözlemcinin iki gözlemi arasında yüksek uyum gözlenmiştir ($p=0,992$) ve bu da ölçümlerin tekrarlanabilir olduğunu desteklemiştir. Çalışmamızın ilk bölümünde iki farklı düzlemde 25 farklı panoramik görüntüsü üzerinde dikey boyut ölçümleri yapılmış ve diş bölgelerine göre magnifikasyon katsayılarının hangi konumlandırmalar için kendi içinde istatistiksel olarak farklı olduğu belirlenmiştir.

Çalışmamızda kafa modelinin konumu sağ-sol ve ön-arka yönde olmak üzere iki düzlemde değiştirilmiştir. Klinik uygulamalarda rastlanması muhtemel aralıklarda olduğu düşünülen, her yönde en fazla 10'ar derecelik sapma değerlendirmeye

alınmıştır. Magnifikasyon faktörleri arasındaki farkın değerlendirilmesi için sağ-sol yönde her bir açılama sabit tutulup ön-arka yöndeki farklı beş açılamada elde edilen ölçümlerin magnifikasyon faktörleri arasındaki fark ve yine ön-arka yönde her bir açılama sabit tututlup sağ-sol yöndeki beş farklı açılamada elde edilen magnifikasyon faktörleri arasındaki farkın önemli olup olmadığı istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Mandibulanın posterior bölgelerinde yapılan implant cerrahisi, inferior alveolar sinirde meydana gelebilecek hasar ve alt dudak bölgesinde oluşacak duyusal rahatsızlık nedeniyle oldukça önemlidir. Komplikasyon oranı %8,5 ile %43,5 arasında değişmektedir. İmplant tedavisinde kemik hacmi ve yoğunluğu en iyi şekilde kesitsel görüntüleme ile değerlendirilmektedir. Kesitsel görüntüleme metodlarının nispeten daha yüksek radyasyon dozu, metalik artifaktlar, yüksek maliyet, deneyimli operatör gereksinimi gibi limitasyonları sebebiyle bazı araştırmacılar panoramik radyografların mandibula posterior bölgeye implant yerleştirilmesinde cerrahlar için yardımcı bir yöntem olarak kullanılabileceğini rapor etmişlerdir (Haghnegahdar ve Bronoosh 2013).

Rockenbach ve ark (2003) tarafından yapılan ve mandibulada implant konumlarının panoramik radyografi ve bilgisayarlı tomografi ile değerlendirildiği bir çalışmada her iki teknik için de yapılan ölçümlerin gerçek değerlerinin üstünde olduğu sonucuna varılmıştır. Aynı şekilde Bou Serhal ve ark (2002) tarafından mental foramen konumunun doğruluğunun panoramik radyografi, bilgisayarlı tomografi ve spiral tomografi ile değerlendirildiği bir çalışmada panoramik radyografi ölçümlerinin büyük çoğunluğunun gerçek boyutun üstünde olduğu tespit edilmiştir. Bu iki çalışmanın sonucu da çalışmamızın bulgularıyla uyumludur. Hoseini Zarch ve ark (2011) tarafından çenelerin farklı konumlandırmalarında vertikal boyut ölçümlerinin doğruluğunun araştırıldığı bir çalışmada ise yapılan ölçümlerin %83'ünde gerçek ölçümlerin altında değerlerde kaldığı, %8,5' inde ölçülen ve gerçek değerler arasındaki farkın önemli olmadığı ve yalnızca %8,5' inde ölçülen değerlerin gerçek değerlerden daha yüksek olduğu bulguları elde edilmiştir. Bu çalışmada yapılan ölçümlerin tamamında gerçek boyuttan sapma 1 mm' nin altında olarak bulunmuştur. Bu bulgular bizim çalışmamızla uyumlu değildir ve bu uyumsuzluk söz konusu çalışmada ölçülen uzunlukların 3 mm çapındaki kurşun toplar üzerinde yapılması ile açıklanabilir. Çalışmamızda ölçülen uzunluklar 15,9

mm' dir ve bu da nispeten daha fazla magnifikasyona sebep olarak değerlendirilebilir.

Stramotas ve ark (2002) yaptıkları in vitro bir çalışmada kuron ve kök segmentlerinin boyutsal oranını, lineer ve açısal ölçümlerin doğruluğunu farklı konumlandırmalarda elde ettikleri 4 farklı panoramik radyografi üzerinde değerlendirmişlerdir. Dental ark formunu taklit eden akrilik model üzerine 2 mm çapında ve 20 mm uzunluğunda pinler 2 mm çapındaki yuvalara 4 mm'lik kısmı düzlem üzerinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Üst segment kuron, alt segment kök olarak değerlendirilmiş ve yapılan konumlandırmalar arasında anteriora doğru 8^{o}' lik yukarı eğimlendirme diğer konumlardan farklı çıkmıştır. 8^{o}' lik yukarı konumlandırmada posterior bölgede pinlerin boyutları fokal düzlemde kalmaları sebebiyle etkilenmemiştir. Bu çalışmada uzman radyologlar model konumundaki eğimin bütün düzlemler için 10^{o} ile sınırlı olmasını tavsiye etmişlerdir ve 10^{o} üzerindeki yer değişikliğinin eğitimsiz gözler için bile klinik olarak açık olduğunu belirtmişlerdir. Benzer modelde veya gerçek bir hastada da baş konumundaki eğimin 10^{o}' den fazla olması distorsiyon artışının apaçık bir ispatı olacaktır (Stramotas ve ark 2002). Çalışmamızda bütün düzlemler ve yönler için en yüksek açısal değişiklik 10^{o} olarak tercih edilmiştir.

Panoramik radyografide baş pozisyonunun standardizasyonu ve ısırma bloğunun kullanılması magnifikasyonu azaltan faktörlerdir. Fakat baş pozisyonunu standardize etmek her hastada mümkün olmamaktadır. Bu nedenle klinik uygulamalarda baş pozisyonlandırılması için bir destek tutucu kullanılması ve hastanın bu tutucuyla birlikte tam merkezde konumlandırılması tavsiye edilmektedir. Bu şekilde hasta merkezde konumlandırıldığında, vertikal düzlemdeki ölçümlerin tekrarlanabilir olduğu birçok yazar tarafından rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da standardizasyon ve tekrarlanabilirlik için çene desteği, baş destek tutucu ve Frankfort horizontal düzleminin parelelliğini sağlayan rehber ışıklar kullanılmıştır.

Lucchessi ve ark (1988) tarafından yapılan bir çalışmada panoramik radyograflarda gerçek boyuttan sapma mandibular anterior bölgede çenelerin diğer bölgelerine göre daha yaygın olarak bulunmuştur. Hoseini Zarch ve ark (2011) ise gerçek boyuttan sapmanın bütün kafa modeli konumlandırmaları için anterior bölgede daha fazla olduğunu ve orta hatta doğru ilerledikçe arttığını rapor

etmişlerdir. Bu bulguların bizim çalışmamızla uyumlu olmaması, bizim çalışmamızda yalnızca dikey boyut değerlendirilmesi yapılması ve yatay boyutta sapmaların daha fazla olması ile açıklanabilir.

Görüntü tabakası, dental arkı taklit eden sanal at nalı şeklinde hacimsel bir bölgedir. Hastaların farklı tipteki dental arklarına uyumlu olması için firmalar tarafından farklı şekillerde görüntü tabakaları üretilmiştir (Pawar ve Makdissi 2014). Mandibula ve maksilla görüntüsünün boyut ve şekli yüksek oranda bu yapıların cihazın odak düzleminin merkezinde olup olmamasıyla ilişkilidir. Değerlendirilen bir yapı eğer farklı iki panoramik cihazıyla elde edilirse standart olmayan odak düzlem geometrileri sebebiyle farklı boyutsal bulgulara sebep olabilir.

Panoramik radyografi tekniği, özellikle anterior bölgede görüntü tabakası genişliğinin dar olması sebebiyle baş konumlandırmasına hassas bir tekniktir (Hoseini Zarch ve ark 2011). Posterior bölgede görüntü tabakası genişliğinin diş boyutlarına uygun olarak anteriora göre nispeten daha fazla olması sebebiyle anterior bölgede konumlandırmanın etkisi posteriora göre daha belirgin olmaktadır (Nikneshan ve ark 2013). Özellikle anterior bölgede protrüze ya da retrüze dişler kısmi olarak fokal bloğun dışında kalabilir ve bu da görüntüde bulanıklıkla sonuçlanır. Bu durum posterior bölgede daha nadir görülür (Pawar ve Makdissi 2014).

Panoramik radyografide maksilla ve mandibulanın gözlenen boyut ve şekli, yüksek oranda bu yapıların cihaz odak düzlemi içindeki tesadüfi konumuna bağlıdır. Bu yapıların konumlarının odak merkezine göre fiziksel deviasyonu, kaydedilen görüntülerin şekil ve boyutlarında değişiklik ve uzaysal distorsiyonla sonuçlanır (Liang ve Frederiksen 2004).

KIBT'nin, diş hekimliğinde implantoloji, cerrahi, ortodonti, endodonti ve oral diagnoz gibi bir çok disiplinde uygulama alanı vardır ve son yıllarda, KIBT' nin dental implant cerrahisinde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (Lascala ve ark 2004, Yim ve ark 2011). Bu durumda KIBT'nin düşük radyasyon dozuyla yeterli görüntü kalitesi sağlaması, görüntü elde etme sürecinin kısa olması, üç boyutlu görüntü vermesi ve maliyetinin düşük olması etkilidir. Birçok farklı tedavi yaklaşımı için, anatomik yapılara olan uzaklığın ve kemik kalınlığının kesin olarak tahmin

edilebilmesi, bir çok klinisyenin ölçümler için KIBT kullanım eğilimini artırmıştır (Sheikhi ve ark 2012).

Literatür taraması, diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme yöntemleri arasında KIBT' nin günümüzde boyutsal doğruluğu en yüksek teknik olduğunu göstermektedir (Yim ve ark 2011). KIBT kullanılarak yapılan ölçümler çoğunlukla kabul edilebilir sınırlarda olmasına rağmen çalışmamızın sonuçları yapılan ölçümlerin genellikle dijital kumpas ile elde edilen fiziksel ölçümlerin hafifçe altında kaldığını göstermiştir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz bu sonuçlar panoramik radyograflarda ve KIBT' de diş konumlarına göre oluşan magnifikasyonun değerlendirildiği, Yim ve ark tarafından yapılan çalışma ile uyumludur. Bu çalışmanın sonuçları da diş konumundan bağımsız olarak KIBT görüntülerinde hemen hemen hiç magnifikasyon oluşmadığını rapor etmiştir (Yim ve ark 2011).

Benzer şekilde Lascala ve ark (2004) çalışmalarında kafatasının içyapılarında yapılan ölçümler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmasıyla birlikte, KIBT görüntülerinde yapılan ölçümlerin her zaman gerçek boyutlarından daha küçük olduğu sonucuna varmışlardır. Baumgaertel ve ark (2009) ise yaptıkları çalışma sonucunda ölçümlerin yine çoğunlukla güvenilir olmakla birlikte KIBT için yapılan ölçüm tahminlerinin gerçek boyutun hafif altında kaldığını belirtmişlerdir.

Nikneshan ve ark (2014) tarafından KIBT' de yeniden yapılandırma açısının görüntü üzerinde yapılan lineer ölçümlere etkisinin araştırıldığı bir çalışmada oryantasyon aralığı -12^{o} ve $+12^{o}$ arasında değiştirilmiş, istatistiksel olarak bu değişikliğin ölçümlerin doğruluğunu azaltmakla birlikte hata payının 0,5 mm'den az olduğu ve dolayısıyla klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğu sonucuna varılmıştır. Radyografik ölçümlerde genel kanı, eğer yapılan ölçümler gerçek boyutun 1 mm veya daha az altındaysa kabul edilebilir olduğudur (Nikneshan ve ark 2014).

Hassan ve ark (2009) iki farklı baş konumlandırmasında KIBT görüntülerinde lineer ölçümlerin doğruluğunu değerlendirmiştir. Görüntülerde yapılan ölçümler ile altın standart arasındaki en büyük farkın 0,5 mm' den daha az olduğu ve ölçümler arasında istatistik olarak anlamlı fark olmadığı sonucuna varmışlardır (Hassan ve ark 2009, Nikneshan ve ark 2014). Benzer şekilde Ludlow ve ark (2007), 28 tane kuru kafatasının ideal ve değiştirilmiş konumlarda KIBT görüntülerini elde etmişlerdir. İki

boyutlu panoramik kesitlerde ve direkt üç boyutlu aksiyal kesitlerde anatomik yapılar arası mesafeler ile ortodontik tellerin ölçülen boyutlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçları yapılan ölçümlerin doğruluğunun kafatasının konumundan etkilenmediğini göstermiştir. Kolayca izlenebilen ortodontik tellerin hata paylarının iki boyutlu ölçümlerde %1,2' den, üç boyutlu tellerde ise %0,6'dan az olduğunu ve KIBT' de yapılan ölçümlerin kafatası konumundan klinik olarak önemli düzeyde etkilenmediğini rapor etmişlerdir. Hilgers ve ark (2005) TME ve eklem ile ilişkili yapılarla ilgili 11 farklı anatomik ölçüm değerlendirdikleri çalışmalarında kullanılan teknikler arasında yalnız KIBT' nin tam doğruluk gösterdiği sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda farklı konumlandırmalarda elde edilen KIBT görüntülerinde en fazla hata payı 1 mm veya hafif daha yüksek olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmalara göre elde edilen bulgular söz konusu çalışmalarda ölçülen boyutların görece olarak daha uzun olması veya ölçülen anatomik lokasyonlar arasındaki farka bağlanmıştır.

Pedrosa ve ark (2014) tarafından panoramik radyografi ve panoramik radyografiye ilave olarak KIBT' nin implant bölgesi değerlendirilmesinde oluşturduğu fark araştırılmıştır. KIBT dahil edildiğinde tahmin edilen başarı oranının %40'tan %69,5' e çıktığı ve %29,5' lik bir artış sağladığı rapor edilmiştir. Vazquez ve ark (2011), implant sonrası alınan 17 panoramik radyografi üzerinde mandibular posterior bölgelere yerleştirilmiş olan 32 implant boyutunu dijital kumpas kullanarak ölçmüş ve gerçek boyutları bilinen implantların radyografik boyutunu gerçek boyutlarına bölerek magnifikasyon faktörlerini hesap etmişlerdir. Mandibular posterior bölge için ortalama magnifikasyon faktörünü molar diş bölgelerinde 1,28±0,01 ve premolar diş bölgelerinde 1,27±0,01 olarak bulmuşlardır. Bu bulguların üretici firmanın ortalama magnifikasyon değerinin (1,30) altında kaldığını ve posterior mandibular bölgede panoramik radyografinin implant öncesi uzunluk ölçümlerinde kullanılabileceğini rapor etmişlerdir. Haghnegahdar ve Bronoosh (2013), benzer şekilde farklı bir panoramik cihazla posterior mandibular bölgede dikey boyutla ilgili yaptıkları bir çalışmada ortalama magnifikasyon değerini 1,29 olarak bulmuşlar, magnifikasyon değerinin ölçülen boyutlara uygulanmasıyla gerçek boyut ve radyografik boyut arasındaki farkın önemsiz olacağını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda konumlandırmanın mandibular molar dişler bölgesindeki etkisi her iki teknik için de hem sağ-sol hem ön-arka yönde konumlandırmadan istatistiksel olarak önemli düzeyde etkilenmemektedir. Yapılan ölçümler üretici firma

magnifikasyon oranı olan 1,27’ nin altında kalması sebebiyle magnifikasyon katsayısı radyografik boyutlara uygulanarak dikey boyut değerlendirilmesinde kullanımı mümkündür.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Panoramik radyografi ve KIBT' de kafatası konumunun değiştirilmesi dikey magnifikasyon faktöründe diş bölgelerine göre farklılıklara sebep olur. Konumlandırmaya bağlı olarak diş bölgelerinde meydana gelen dikey magnifikasyon oranları arasındaki farktan en az etkilenen diş bölgesi mandibular molar bölge olarak bulunmuştur. Panoramik radyograflarda magnifikasyon katsayısı, KIBT' ye göre daha büyüktür ve KIBT ölçümleri gerçek değerlere yüksek yakınlık göstermektedir. Fakat diş bölgelerine göre ortalama magnifikasyon oranları ve görüntü elde edilmesinde üretici firma talimatları göz önünde bulundurulduğunda dikey boyut ölçümleri için panoramik radyografi kullanımı da mümkün olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan her iki görüntüleme tekniği için de sağ-sol yönde konum değişiklikleri anterior bölgeleri ve ön-arka yönde konum değişiklikleri ise posterior bölgeleri meydana gelen magnifikasyon oranları arasındaki fark açısından istatistiksel olarak önemli düzeyde etkilememiştir. Elde edilen bu sonuca göre hekim, ideal olmayan bir radyograftaki konumlandırma hatasını yorumlayabilme yetisine sahip olursa dikey boyut ölçümünün yapılacağı bölgeye göre radyografi tekrarları azaltılabilir.

8. KAYNAKLAR

Akdeniz BG, Grondahl HG, Magnusson B, 2006. Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phospor and film radiography. Caries Res, 40, 202-7.

Altay OT, Uysal H, Öztunç H, Eryılmaz M, 1997. Comparison of four radiographic imaging techniques for implant diagnosis (on dry mandible topography). Hacettepe Üniv Dişhek Fak Derg, 21, 51.

Amir C, Asja C, Melita VP, Adnan C, Vjekoslav J, Muretic I, 1998. Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 86, 242-8.

Angelopulos C, Aghaloo T, 2011. Imaging technology in implant diagnosis. Dent Clin N Am, 55, 141-58.

Baumgaertel S, Paloma JM, Paloma L, Hans MG, 2009. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 136, 19-28.

Benson WB, Shetty V, 2009. Dental implants. In: Oral radiology principles and interpretation. Eds: White SC, Pharaoh MJ, 6th ed. China: Mosby Elsevier, p. 597-612.

Bou Serhal C, Jacobs R, Flygare L, Quirynen M, van Steenberghe D, 2002. Preoperative evaluation of localization of the mental foramen. Dentomaxillofac Radiol, 31(1), 39-43.

Çelik İ, Toraman M, Mıhçıoğlu T, Ceritoğlu D, 2007. Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci, 13, 21-28.

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.

Farman AG, 2006. Getting the most out of panoramic radiographic interpretation. In: Panoramic radiology seminars on maxillofacial imaging and interpretation, Ed: Farman AG, 1st ed, Germany: Springer, p. 1-5.

Floyd P, Palmer P, Palmer R, 1999. Radiographic techniques - dental implants. British Dent J, 187(7), 359-65.

Frederiksen NL, 1995. Diagnostic imaging in dental implantology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 80, 540-54.

Grangeat P, 1991. Mathematical framework of cone-beam 3D reconstruction via the first derivate of the Radon transform. In: Mathematical methods in tomography. Eds: Herman GT, Luis AK, Natterer F, 1st ed, Berlin: Springer, p. 66-97.

Haghnegahdar A, Bronoosh P, 2006. Accuracy of linear vertical measurements in posterior mandible on panoramic view. Dental Research Journal, 10(2), 220-24.

Harorlı A, Akgül HM, Dağistan S, 2006. Dişhekimliği radyolojisi. 1.Baskı. Erzurum, Atatürk Üniversitesi Yayınları, s. 300-3.

Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G, 2009. Accuracy of three dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of ptient scanning position. Eur J Orthod, 31, 129-34.

Hilgers ML, Scarfe MC, Scheetz JP, Farman AG, 2005. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone-beam computed tomography and digital cephalometric radiography. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 128, 803-11.

Hintze H, Wiese M, Wenzel A, 2007. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological tempoomandibular joint changes. Dentomaxillofac Radiol, 36, 192-7.

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. Iran J Radiol, 8(2), 97-102.

Howerton WB, Mora MA, 2008. Advancements in Digital Imaging: What is New and on the Horizon? J Am Dent Assoc, 139, 20-24.

İplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, 2002. The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. J Oral Implantol, 28(1), 29-36.

Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, Shinoda K, 2001. Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images fort he preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible: A case report. Clin Oral Implants Res, 12, 539-42.

Kara S, 2010. Konvansiyonel ve ileri görüntüleme teknikleri ile farklı açılarda alınan görüntülerde dikey ve yatay boyutun saptanması. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

Kau CH, Abramovitch K, Kamel SG, Bozic M, 2011. Cone beam CT of the head and neck: an anatomical atlas. First ed. Heidelberg, Springer, p. 3-8.

Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG, 2005. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod, 32(4), 282-93.

Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G, 2007. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 131, 82-9.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A, 2004. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants, 19, 228-31.

Langland OE, Langlais OP, 1997. Principles of Dental Imaging. First ed. Maryland, Williams and Wilkins, p. 207-61.

Lascala CA, Panella J, Marques MM, 2004. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofac Radiol, 33, 291-4.

Lee SW, Lee CL, Cho HM, Park HS, Kim DH, Choi YN, Kim HJ, 2011. Effects of reconstruction parameters on image noise and spatial resolution in cone-beam computed tomography. Journal of Korean Physical Society, 59(4), 2825-32.

Liang H, Frederiksen NL, 2004. Focal trough and patient positioning. Dentomaxillofac Radiol, 33, 128-9.

Lingeshwar D, Dhanasekar B, Aparna IN, 2010. Diagnostic imaging in implant dentistry. IJOICR, 1(3), 147-53.

Lofthag-Hansen S, Grondahl K, Ekestubbe A, 2009. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. Clin Implant Dent Relat Res, 11, 246-55.

Lurie AG, 2009. Panoramic Imaging. In: Oral Radiology Principles and Interpretation, Eds: White SC, Pharaoh MJ, 6th ed. China: Mosby Elsevier, p. 175-90.

Ludlow JB, Laster WB, See M, Bailey LJ, 2010. Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone-beam computed tomography images. Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Rad and Endod, 103(4), 534-42.

Ludlow JB, Mol A. Projection Geometry. In: Oral Radiology Principles and Interpretation. Eds: White SC, Pharaoh MJ, 6th ed. China: Mosby Elsevier, p. 46-8.

Miles DA, 2008. The future of dental and maxillofacial imaging. Dent Clin North Am, 52, 917-28.

Nikneshan S, Sharafi M, Emadi N, 2013. Evaluation of the accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at different positions. Imaging Science in Dentistry, 43, 191-6.

Nikneshan S, Aval SH, Bakshalian N, Shahab S, Mohammadpour M, Sarikhani S, 2014. Accuracy of linear measurement using cone-beam computed tomography at different reconstruction angles. Imaging Science in Dentistry, 44, 257-62.

Pasler FA, 1993. Color Atlas of Dental Medicine Radiology. First ed. Thieme, p. 96-9.

Pawar RR, Makdissi J, 2014. The role of focal block (trough/plane) in panoramic radiography: Why do some structures appear blurred out on these images? Radiography, 20, 167-70.

Pedrosa LAM, Garcia RR, Leles JLR, Leles CR, Silva MAGS, 2014. Impact of cone-beam computed tomography on implant planning and on predicition of implant size. Braz Oral Res, 28(1), 1-8.

Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment D, 2006. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. Dentomaxillofac Radiol, 35(6), 410–6

Rockenbach MI, Sampaio MC, Costa LJ, Costa NP, 2003. Evaluation of mandibular implant sites: correlation between panoramic and linear tomography. Braz Dent J, 14(3), 209-13.

Sabban H, Mahdian M, Dhingra A, Lurie AG,Tadianada 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.

Samur S, 2009. Dişhekimliğinde Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 3(2), 346-51.

Scarfe WC, Farman AG, 2008. What is cone-beam CT and how does it work? Den Clin North Am, 52, 707-30.

Scarfe WC, Farman AG, 2009. Cone-Beam Computed Tomography In: Oral Radiology Principles and Interpretation. Eds: White SC, Pharaoh MJ, 6th ed. China: Mosby Elsevier, p. 225-43.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P, 2006. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. J Can Dent Assoc, 72(1), 75-80.

Shahidi Sh, Feiz A, 2013. Effect of minor amendments of patient's position on the accuracy of linear measurements yielded from cone beam computed tomography. Journal of Dentistry Shiraz University of Medical Sciences, 14(1), 1-5.

Sheikhi M, Ghorbanizadeh S, Abdinian M, Goroohi H, Badrian H, 2012. Accuracy of linear measurements of Galileos cone-beam computed tomography in normal and different head positions. International Journal of Dentistry, Article ID:214954.

Siu AS, Chu FC, Li TK, Chow T, Deng F, 2010. Imaging modalities for for preoperative assessment in dental implant therapy: an overview. Hong Kong Dent J, 7, 23-30.

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.

Synder RL, Chandiramani SS, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG, 2008. CBCT-stimulated panoramic images for the assessment of mandibular third molar apices to the inferior alveolar canal. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 105(4), 59.

Tyndall DA, Brooks SL, Hill C, Arbor A, 2000. Selection criteria for dental implant site imaging: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 89(5), 630-7.

Tyndall DA, Rathore S, 2008. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment and endodontic bone applications. Dent Clin North Am, 52, 825-41.

Uysal S, 2010. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics, 1(2), 36-43.

Vazquez L, Nizam Al Din Y, Belser UC, Combescure C, Bernard J-P, 2011. Reliability of the vertical magnification factor on panoramic radiographs: clinical implications for posterior mandibular implants. Clin Oral Impl Res, 22, 1420-5.

Whaites E, 2003. Essentials of dental radiography and radiology. Third ed. Sydney, Churchill Livingstone, p. 161-76.

White SC, 2008. Cone-beam imaging in dentistry. Health Phys, 95, 628-37.

Yim J, Ryu D, Lee B, Kwon Y, 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.

Zarch SHH, Bagherpour A, Langaroodi A, Yazdi AA, Safaei A, 2011. Evaluation of the accuracy of panoramic radiography in linear measurements of the jaws. Iran J Radiol, 8(2), 97-102.

1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP, 1991. 21, p. 1-201.

10. ÖZGEÇMİŞ

28.01.1987 tarihinde Şereflikoçhisar/Ankara' da doğdu. İlk öğrenimini Emek İlköğretim Okulunda 1997, ortaöğretimini Şereflikoçhisar Anadolu Lisesi'nde 2001 ve lise öğrenimini Şereflikoçhisar Anadolu Lisesi'nde 2004 yıllarında tamamladı. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne 2005 yılında başladı ve 2010 yılında mezun oldu. 2011 yılı bahar döneminde Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı' nda doktora eğitimine başladı. Evlidir.