

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PERİODONTAL DEFEKTLERİN TESPİTİNDE  
KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE BİTEWİNG  
RADYOGRAFİLERİN KARŞILAŞTIRILMASI VE FARKLI  
VOKSEL ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN OLUŞTURDUĞU ETKİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ: İN VİTRO ÇALIŞMA**

Dt. HAYRİYE ÇETMİLİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ UZMANLIK PROGRAMI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER

KONYA 2017

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PERİODONTAL DEFEKTLERİN TESPİTİNDE  
KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE BİTEWİNG  
RADYOGRAFİLERİN KARŞILAŞTIRILMASI VE FARKLI  
VOKSEL ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN OLUŞTURDUĞU ETKİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ: İN VİTRO ÇALIŞMA**

Dt. HAYRİYE ÇETMİLİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ UZMANLIK PROGRAMI  
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri  
Koordinatörlüğü tarafından 171924004 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2017

## TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş Ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **HAYRİYE ÇETMİLİ**'nin “**Periodontal Defektlerin Tespitinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İle Bitewing Radyografilerin Karşılaştırılması ve Farklı Voksel Çözünürlüklerinin Oluşturduğu Etkinin Değerlendirilmesi: İn Vitro Çalışma**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya / 25. 10. 2017

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı Başkanı

Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Melek TAŞSÖKER

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş  
Hekimliği Fakültesi  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana  
Bilim Dalı

Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. İbrahim Şevki BAYRAKDAR

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş  
Hekimliği Fakültesi  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana  
Bilim Dalı

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 25 /10 / 2017 tarih ve .... /..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Yağmur ŞENER  
Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “**Comparison of bitewing radiography ve cone-beam computed tomography for the detection of periodontal defects ve comparison of different voxel resolutions for the assessment of periodontal defects :an in vitro study**” by “**Hayriye Çetmili**” that in our opinion it is fully adequate, in scope ve quality, as dissertation for the degree of Master of Science in the Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan

Konya, Turkey / 25. 10. 2017

Principal Advisor

Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER

Necmettin Erbakan University Faculty Of Dentistry

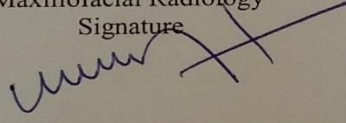
Department Of Oral and Maxillofacial Radiology

Examination Committee Member

Asst. Prof. Melek TAŞSÖKER

Necmettin Erbakan University  
Faculty Of Dentistry Department Of Oral  
and Maxillofacial Radiology

Signature

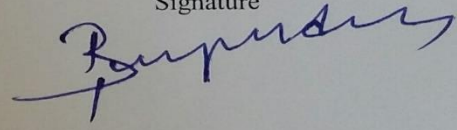


Examination Committee Member

Asst. Prof. İbrahim Şevki BAYRAKDAR

Eskisehir Osmangazi University  
Faculty Of Dentistry Department Of Oral  
and Maxillofacial Radiology

Signature



This thesis has approved for the University of Necmettin Erbakan Faculty of Dentistry.

Dean

Prof. Dr. Yağmur ŞENER

Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry


25 / 10 / 2017

## BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

25 /10 /2017

Dt. Hayriye ÇETMİLİ

İmzası 

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitime başladığım ilk günden itibaren bana her konuda engin bilgi, tecrübe ve sabrı ile yol gösteren, tezimin her aşamasında bana destek olan saygıdeğer hocam, tez danışmanım Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisini ve deneyimini her zaman paylaşan ve tez çalışmamdaki değerli katkıları nedeniyle saygıdeğer hocam Yrd. Doç. Dr. Melek TAŞSÖKER'e, tez jürimde bulunan saygıdeğer hocalarım Yrd. Doç. Dr. Güldane MAĞAT ve Yrd. Doç. Dr. İbrahim Şevki BAYRAKDAR'a,

Tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen değerli mesai arkadaşlarıma,

Her koşulda desteğini benden esirgemeyen biricik eşim ve doğduğum günden itibaren bugüne kadar geçen süre içinde tüm güzellikleri borçlu olduğum kıymetli aileme,

Tüm kalbimle sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

<i>İç kapak</i> .....	<i>i</i>
<i>Tez Onay Sayfası</i> .....	<i>ii</i>
<i>Aproval</i> .....	<i>iii</i>
<i>Beyanat</i> .....	<i>iv</i>
<i>Teşekkür</i> .....	<i>v</i>
<i>İçindekiler</i> .....	<i>vi</i>
<i>Kısaltmalar ve Simgeler</i> .....	<i>viii</i>
<i>Şekiller Listesi</i> .....	<i>ix</i>
<i>Resimler Listesi</i> .....	<i>x</i>
<i>Tablolar Listesi</i> .....	<i>xi</i>
<i>Özet</i> .....	<i>xii</i>
<i>Abstract</i> .....	<i>xiv</i>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>2</b>
2.1. <i>Embriyoloji</i> .....	2
2.1.1. <i>Dişlerin Gelişimi</i> .....	2
2.1.2. <i>Periodonsiyumun Gelişimi</i> .....	3
2.2. <i>Anatomi</i> .....	4
2.2.1. <i>Diş Sert Dokularının Anatomisi</i> .....	4
2.2.2. <i>Periodontal Dokuların Anatomisi</i> .....	6
2.3. <i>Periodontal Hastalık Varlığında Görülen Kemik Yıkım Paternleri</i> .....	9
2.4. <i>X-Işınlarının Tarihçesi ve X-Işınlarının Oluşumu</i> .....	13
2.5. <i>Dijital Radyoloji</i> .....	17
2.5.1. <i>Dijital Radyolojide Temel Prensipler</i> .....	17
2.5.2. <i>Dijital Sistemlerin Avantaj ve Dezavantajları</i> .....	19
2.6. <i>Diş Hekimliğinde Kullanılan İntraoral Radyografi Teknikleri</i> .....	20
2.7. <i>Periodontal Radyoloji</i> .....	25
2.7.1. <i>İntraoral Görüntülerin Sınırlamaları</i> .....	26
2.7.2. <i>Dijital Substraksiyon Radyografisi</i> .....	28
2.8. <i>Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi</i> .....	28
2.8.1. <i>Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Çalışma Prensipleri</i> .....	28



2.8.2. Diş ve Destek Dokuların KIBT İle Görüntülenmesi.....	33
2.8.3. Maksillofasial Bölgede Kullanılan Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografinin Avantaj ve Dezavantajları.....	35
2.9. Amaç.....	37
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>38</b>
3.1. Etik Kurul Onayı.....	38
3.2. Kuru Kafa Örneklerinin Hazırlanması.....	39
3.3 Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Cihazında Kuru Kafaların Konumlandırılması.....	42
3.4. Kuru Kafaların Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ve Bitewing Radyografiler İle Görüntülenmesi.....	45
3.5. Ölçüm Yapılan Ekranın Özellikleri.....	46
3.6. Analizde Değerlendirilen Parametreler.....	46
3.7. Araştırmada Kullanılan İstatistiksel Yöntem.....	47
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>48</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>57</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>68</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>71</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>77</b>
<b>9. EKLER.....</b>	<b>78</b>



## KISALTMALAR VE SİMGELER

ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CCD	Charged Couple Device
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CT	Computed Tomography
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FOV	Field of View
HU	Hounsfield birim
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVP	Kilovolts Peak
mA	Miliamper
MDBT	Çoklu Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi
$\mu\text{Sv}$	MikroSievert

## ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 3.1.** Kuru kafalar üzerinde bukkal yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  ve  $0.250 \text{ mm}^3$  çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki bukkal yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler. 52
- Şekil 3.2.** Kuru kafalar üzerinde lingual yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  ve  $0.250 \text{ mm}^3$  çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki lingual yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler. 53
- Şekil 3.3.** Kuru kafalar üzerinde mesial yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  ve  $0.250 \text{ mm}^3$  çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki mesial yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler. 54
- Şekil 3.4.** Kuru kafalar üzerinde distal yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  ve  $0.250 \text{ mm}^3$  çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki distal yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler. 55

## RESİMLER LİSTESİ

<b>Resim 2.1.</b> Metalik restorasyona bağlı oluşan “ışın sertleşmesi” artefaktı okla gösterilmiştir.	37
<b>Resim 2.2.</b> Metalik restorasyona bağlı oluşan “streak artefakt” okla gösterilmiştir (Acar ve Kamburoğlu 2014)	37
<b>Resim 3.1.</b> Çalışmamızda kullandığımız kuru kafa örneği	40
<b>Resim 3.2.</b> Çalışmamızda kullandığımız kuru kafa örneklerinin yumuşak doku simülasyonu sağlaması açısından iki kat pembe modelaj mumuyla kaplanması	41
<b>Resim 3.3.</b> Tekrarlı ölçümlerde aynı referans noktasının kullanılması amacıyla dişler üzerinde ölçüm yapılacak noktalara gutta perka parçalarının yapıştırılması	41
<b>Resim 3.4.</b> Tekrarlı ölçümlerde aynı referans noktasının kullanılması amacıyla dişler üzerinde ölçüm yapılacak noktalara gutta perka parçalarının yapıştırılması	42
<b>Resim 3.5.</b> Tekrarlı ölçümlerde aynı referans noktasının kullanılması amacıyla dişler üzerinde ölçüm yapılacak noktalara gutta perka parçalarının yapıştırılması	42
<b>Resim 3.6.</b> Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.	43
<b>Resim 3.7.</b> Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.	44
<b>Resim 3.8.</b> Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.	44
<b>Resim 3.9.</b> Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.	45
<b>Resim 3.10.</b> Bitewing görüntüleme esnasında kuru kafaların konumlandırılması.	46
<b>Resim 5.1.</b> Ölçüm yapacağımız noktanın vertikal hattını belirleyecek gutta perka parçalarının, ölçümün horizontal sınırını belirleyen mine-sement sınırı üzerine denk gelmemesi konusunda özen gösterilmiştir.	69

## TABLULAR LİSTESİ

<b>Tablo 3.1.</b> Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.	49
<b>Tablo 3.2.</b> 0.160 mm <sup>3</sup> voksel büyüklüğündeki tomografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.	50
<b>Tablo 3.3.</b> 0.250 mm <sup>3</sup> voksel büyüklüğündeki tomografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.	51
<b>Tablo 3.4.</b> Bitewing radyografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.	51
<b>Tablo 3.5.</b> Dişlere ait ölçümler ve karşılaştırma sonuçları.	56
<b>Tablo 3.6.</b> 0.160 mm <sup>3</sup> ve 0.250 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntülerinde tespit edilen fenestrasyon tipi defekt varlığı ve uyum katsayıları.	57

## ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ  
FAKÜLTESİ

PERİODONTAL DEFEKTLERİN TESPİTİNDE KONİK IŞINLI  
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE BİTEWİNG RADYOGRAFİLERİN  
KARŞILAŞTIRILMASI VE FARKLI VOKSEL ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN  
OLUŞTURDUĞU ETKİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ: İN VİTRO ÇALIŞMA

Hayriye ÇETMİLİ

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2017

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan iki boyutlu görüntüleme yöntemleri intraoral olarak gözlemlenemeyen kök uzunluğu, kron-kök oranı, periodontal ligament aralığındaki genişleme, periapikal defektler, alveoler kemik yüksekliği ve periodontal hastalığa neden olabilecek risk faktörlerini ortaya koyması açısından değerli bilgiler sunar (White ve Pharoah 2014). Ancak bu radyografi teknikleri magnifikasyon, distorsiyon ve süperpozisyon gibi dezavantajlar nedeniyle bölge anatomisi ve oluşabilecek patolojilerin belirlenmesinde yetersiz kalabilmektedir. Periodontal hastalıkların teşhis, tedavi planlaması ve prognozunda var olan kemiğin doğru bir şekilde değerlendirilmesi, yapılacak tedaviyi direkt etkileyeceğinden tedavi planının temelini oluşturmaktadır. Bir üst diagnostik yöntem olan konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT) sayesinde bölge anatomisi üç boyutlu olarak resmedilebilir. Yapılan çalışmalar KİBT'nin periodontal defektlerin varlığını hassas bir şekilde tespit ettiğini ve periodontal defekt varlığının tespitinde konvansiyonel radyografiler ve KİBT arasında anlamlı farklılık olduğunu ortaya koymuştur. Yine KİBT görüntülemenin özellikle tünel, dehissens ve fenestrasyon tipi defekt varlığının saptanmasında da yüksek duyarlılığa sahip olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir.

Çalışmamızda periodontal defektlerin saptanmasında KİBT ünitesinin tanısal doğruluğunun dijital bitewing radyografi tekniği ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca iki farklı voksel çözünürlüğünün in vitro periodontal defektlerin saptanmasına etkisi değerlendirilmiştir. Bu amaçla Necmettin Erbakan Üniversitesi Anatomi Ana Bilim Dalı bünyesinde yer alan 10 adet kuru kafadaki 60 adet posterior dişin bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeylerinde yer alan toplam 240 adet bölgede periodontal kemik kaybı ölçülmüştür. Ayrıca kuru kafaların alveolar kemik bölgelerinde yer alan fenestrasyon tipi defekt varlığı incelenmiştir. Daha sonra kuru kafalardan bitewing radyografi ve 0.160 mm<sup>3</sup> ile 0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlükte iki farklı tomografi görüntüleri elde edilmiştir. Kuru kafalar üzerinde yapılan direkt ölçümlerle bitewing radyografiler üzerinde yapılan ölçümler ve iki farklı voksel çözünürlüğünde elde edilen KİBT görüntülerinde yapılan ölçümler istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilere göre mesial ve distal bölgelerdeki defekt ölçümlerinde bitewing radyografiler ve KİBT görüntüleri istatistiksel olarak karşılaştırılmış ve aralarında anlamlı fark tespit edilmemiştir. Yine bukkal ve lingual yüzeylerde yapılan ölçümlerle de iki farklı voksel çözünürlüğünde elde edilen görüntüler üzerinde yapılan ölçümler karşılaştırılmış ve aralarında istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir. Bununla birlikte fenestrasyon tipi defektlerin tespitinde KİBT'nin her iki voksel çözünürlüğünde de %100'e yakın duyarlılığa sahip olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmamızda kuru kafalarda ölçüm yapacağımız bölgelere gutta perka parçaları yapıştirılarak tekrarlayan ölçümlerde standardizasyon sağlanması amaçlanmıştır. Çalışmamızın in vitro olması avantajını kullanarak elde ettiğimiz bu standardizasyonun klinik uygulamalara

adaptasyonunda zorluklarla karşılaşılabilir. Bununla birlikte yaptığımız ölçümlerde defekler boyuttan bağımsız olarak incelenmiştir. Defektin boyutunun diagnoza etkisini araştıran çalışmalar mevcuttur. Bu kapsamda “eşik sınırı” olarak kabul edilebilecek bir defekt limiti belirlemememiz de çalışmamızın limitasyonlarındandır.

Bulgularımız, intraoral radyografilerin interproksimal kemik defektlerinin saptanmasında KIBT’ler kadar doğru görüntüler sağlayabileceğini göstermektedir. Dolayısıyla, interproksimal kusurların değerlendirilmesi açısından KIBT’nin rutin kullanımını destekleyecek bir kanıt bulunmamaktadır. KIBT intraoral radyografiler ile gözden kaçabilecek bukkal ve lingual kemik defekti hakkında değerli bilgiler sağlarken her iki yöntem de interproksimal alanlar açısından eşit derecede doğru görünmektedir.

Uygulanan tekniğin doğru sonuç vermesinin yanısıra kullanılan tekniğin hasta açısından oluşturduğu kar-zarar dengesi dikkate alınmalı ve tüm radyasyondan koruma ilkelerine uyulmalıdır (ALARA). KIBT’nin potansiyel yeni endikasyonlarını araştırmaya yönelik ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Buna ek olarak bu tür teknolojilerin üreticiler tarafından geliştirilmesi tekniğin kullanılabilirliği açısından oldukça önemlidir.

**Anahtar Kelimeler:** KIBT, voksel, periodontal defekt, bitewing radyografi



## ABSTRACT

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY, FACULTY OF DENTISTRY

COMPARISON OF BITEWING RADIOGRAPHY AND CONE-BEAM  
COMPUTED TOMOGRAPHY FOR THE DETECTION OF PERIODONTAL  
DEFECTS AND COMPARISON OF DIFFERENT VOXEL RESOLUTIONS FOR  
THE ASSESSMENT OF PERIODONTAL DEFECTS: AN IN VITRO STUDY

Hayriye ÇETMİLİ

Master of Science in the Department of Oral and Maxillofacial Radiology

KONYA-2017

Two-dimensional imaging methods used in dentistry practice provide valuable information in terms of non-intraoral observation of root length, crown-root ratio, enlargement of periodontal ligament, periapical defects, alveolar bone height and periodontal disease risk factors (White and Pharoah 2014). However, due to disadvantages such as magnification, distortion and superposition, these radiographic techniques are insufficient to determine the region anatomy and pathologies that may occur. Proper evaluation of the existing bone in diagnosis, treatment planning and prognosis of periodontal diseases forms the basis of the treatment plan because it directly affects the treatment to be performed. Conical beam computerized tomography (CBCT), an upper diagnostic method, can be used to depict the region anatomy in three dimensions. Studies have shown that CBCT precisely detects the presence of periodontal defects and that there is a significant difference between conventional radiographs and CBCT in detecting the presence of periodontal defects. Again, it has been shown that CBCT imaging has high sensitivity especially in the detection of tunnel, dehiscence and fenestration type defects.

In our study, it was aimed to compare the diagnostic accuracy of the CBCT unit with digital intraoral radiography technique in the detection of periodontal defects. In addition, the effect of two different voxel resolutions on the detection of periodontal defects in vitro was evaluated. For this purpose, periodontal bone loss was measured in a total of 240 areas of buccal, lingual, mesial and distal surfaces of 60 posterior teeth of 10 dry skulls within the Anatomy Department of Necmettin Erbakan University. In addition, the presence of fenestration type defect located in the posterior regions of dry heads has been examined. Then, two different tomography images at resolution of 0.160 mm<sup>3</sup> and 0.250 mm<sup>3</sup> were obtained from the dry skulls with bitewing radiography. Direct measurements on dry skulls and measurements made on bitewing radiographs and measurements made on CBCT images obtained at two different voxel resolutions were compared statistically. According to the obtained data, the bitewing radiographs and CBCT images were statistically compared in the measurements of the mesial and distal defects and no significant difference was detected between them. Also measurements made on buccal and lingual surfaces were compared with those obtained on images obtained with two different voxel resolutions and no statistical difference was detected between them. However, in detecting fenestration type defects, it was determined that CBCT has sensitivity close to 100% in both voxel resolutions.

In our study, we will measure in the dry skulls and attach gutta percha parts to the regions and aim at standardization in repetitive measurements. This standardization, which we have achieved



using the advantage of in vitro study, can present difficulties in adaptation to clinical practice. With these measurements, the defects were examined independently of the size. There are studies investigating the diagnostic effect of the size of the defect. In this context, we can not define a defect limit which can be considered as "threshold limit" but it is also the limitations of our work.

Our findings suggest that intraoral radiographs may provide as accurate images as CBCT for the detection of interproximal bone defects. Therefore, there is no evidence to support the routine use of CBCT for the assessment of interproximal defects. While CBCT provides valuable information about buccal and lingual bone defects that can be missed by intraoral radiographs, both methods seem to be equally correct in terms of interproximal areas.

In addition to providing the correct result, the patient should pay attention to the profit-loss balance of the patient's technique and observe all radiation protection guidelines (ALARA). Further research is needed to explore potential new indications for CBCT. In addition, the development of such technologies by manufacturers is very important in terms of availability of the technique.

**Keywords:** CBCT, voxel, periodontal defect, bitewing radiography



## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Periodonsiyum dişleri destekleyen dokulara verilen isimdir. Alveoler kemik, gingiva, periodontal ligament bu kapsamda yer alır. Sağlıklı bir ağızda intraoral muayene ile periodonsiyuma ait yapılardan sadece gingiva gözlemlenebilir (Scheid ve Woelfel 2007a). Diğer anatomik yapılar radyografiler ile gösterilebilir. Diagnostik görüntüler, periodontal sond ile elde edilen alveoler kemik yüksekliği ve vertikal defektlerin tespitine rehberlik sağlar.

Periodontal hastalık dişleri destekleyen diş eti ve kemiği etkileyen kronik bakteriyel bir enfeksiyondur. Kemik defekti veya furkasyon tutulumunun saptanması diş hekimleri için zor olabilmektedir. Periodontal hastalıkların teşhis, tedavi planlaması ve prognozunda var olan kemiğin doğru bir şekilde değerlendirilmesi, yapılacak tedaviyi direkt etkileyeceğinden önemli bir durumdur.

Bölgenin morfolojisi tedavi planının temelini oluşturur (Kolsuz ve ark. 2015). Örneğin bukkal ya da lingual yüzeylerde yer alan defektlerin konvansiyonel radyografilerle tespit edilemediğine dair birçok çalışma vardır. Radyografik imajlar intraoral olarak gözlemlenemeyen kök uzunluğu, kron-kök oranı, periodontal ligament aralığındaki genişleme, periapikal defektler, alveoler kemik yüksekliği ve periodontal hastalığa neden olabilecek risk faktörlerini ortaya koyması açısından değerli bilgiler sunar (White ve Pharoah 2014).

Radyografilerde süperpozisyon nedeniyle tespit edilemeyen anatomik oluşumlar ya da defektlerin görüntülenmesi gerektiğinde, üçüncü boyutu gösterebilen bir üst diagnostik yöntem olan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) tercih edilmelidir. Yapılan çalışmalar KIBT'nin periodontal defektlerin varlığını hassas bir şekilde tespit ettiğini ve özellikle tünel, dehisens ve fenestrasyon tipi defekt varlığının saptanmasında konvansiyonel radyografiler ve KIBT arasında anlamlı farklılık olduğunu ortaya koymuştur.

Bu çalışmada, periodontal defektlerin saptanmasında KIBT ünitesinin tanısal doğruluğunun dijital bitewing radyografi tekniği ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca iki farklı voksel çözünürlüğünün in vitro periodontal defektlerin saptanmasına etkisi değerlendirilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Embriyoloji

#### 2.1.1. Dişlerin Gelişimi

İntrauterin hayatın 4. haftasında ilkel ağız (stomodeum) oluşur. 4. hafta başında stomodeum'un içi iki katlı epitel ile örtülüdür. Bu epitel 6. haftada örtmekte olduğu mezenşim dokusuna doğru prolifer olmaya başlar. Bu esnada mezenşim hücrelerinin de bölünmesiyle iki adet epitel bant oluşur. Diş bantlarının iç tarafında prolifer olan epitel hücreleri, mezenşim çevresinde çoğalır ve mezenşim hücreleri sıkışmış olur. Böylece mine tomurcuğu (mine düğümü) oluşur. Epiteldeki proliferasyon devam eder ve bunun sonucunda mine organı oluşur (Schumacher 1996; Sobotta 2015). Bu organ dış mine epiteli, mine pulpası ve iç mine epitelinden oluşur (Sobotta 2015). Mezenşimin ikinci kez sıkışması sonucu iç mine epiteli, dış mine epiteli yönünde sıkışır ve şapka ya da kep safhası başlamış olur. Mine epiteli derine doğru büyümeye devam eder bunun sonucunda çan evresi oluşmuş olur. Bu evrede diş sert dokularının kalsifikasyonu başlar (Schumacher 1996).

Mine organı gelişirken mezenşimal hücreler çanın içerisinde dental papilla'yı oluşturur. Bu yapıdan kan damarları ve sinirler gelişir (Schumacher 1996; Sobotta 2015). İç mine epitelinden kaynaklanan bazı faktörler aracılığı ile yakın komşuluktaki mezenşim hücreleri epitel yapısı şeklinde organize olur ve bu yapıdan preodontoblastlar oluşur. Çan ve papilla çevresinde mezenşimal hücrelerden diş folikülü farklılaşır. Diş folikülü daha sonra oluşacak olan periodonsiyum'un temelidir. Preodontoblast'lar pulpa içerisinde uzantılar oluşturur (Thomes lifleri). Bu lifler preodontin oluşumu için organik madde salgılamaya başlar ve odontoblast olarak adlandırılırlar. İlk preodontin oluştuktan sonra bunlar ve iç mine epiteli arasındaki sınırdaki preodontin'in yakın komşuluğundaki hücreler ameloblastlar'a farklılaşarak mine matriksi üretmeye başlar. Odontoblast'ların uzantıları ameloblast'larınkinden oldukça çok uzundur. Ameloblast'ların düzenlenmelerinin sonucu olarak mine prizması oluşur. Mine prizmaları sadece hidroksiapatit'ten oluşur. Odontoblast uzantıları tarafından oluşturulan preodontin, temel olarak kollajen liflerinden oluşur. Bu lifler daha sonra hidroksiapatit tarafından kaplanır. Odontoblast uzantıları dentin tübülleri içinde kalır ve preodontin oluşturmaya devam eder. Odontoblast'ların

gövdeleri pulpa'nın iç duvarında yerleşir. Dentin kalınlaştıkça odontoblast uzantıları da büyür. Bunlar dentin'in dış uyaranlara tepki vermesinden sorumlu olan yapılarıdır (Sobotta 2015).

Mine epitelinin proliferasyonu derine doğru devam eder ve mine pulpası git gide daralır. İç ve dış mine epiteli sonunda birbirine temas eder ve burada Hertwing epitel kını adı verilen epitel kök kınını oluşturur (Schumacher 1996). Bu temas sonucu ameloblast'lara farklılaşmanın devamı engellenir. Bu kının iç tarafında odontoblast'lar farklılaşmaya devam eder ve kök dentin'ini oluştururlar. Serbest kalan kök dentin'i ile dış folikülü'ndeki mezenşim hücreleri temas eder ve sementoblast'lara farklılaşır. Bundan sonraki süreçte dentin üzerinde sement birikir ve periodonsiyum oluşur (Sobotta 2015).

### **2.1.2. Periodonsiyumun Gelişimi**

İntrauterin hayatın on altıncı haftasında süt dişleri oluşumu tamamlanır ve süt dişlerinin germeleri arasında kemik doku gelişir. Bunun sonucunda daimî diş germelerinin tüm yüzeyleri, süt dişi germelerinin de bir kısmı kemikle örtülmüş olur (Sandallı Temmuz 2007).

Mine organı'nın farklılaşma sürecinde mine organı ve diş papili'nin etrafındaki yumuşak dokuda zamanla değişiklikler oluşmaya başlar. Mezoderm orijinli olan bu yumuşak doku diş germini koruyan gevşek bir kılıf halini alır. Zamanla bu gevşek yapı yoğunlaşarak dental folikülü (diş kapsülü) oluşturur.

Mezenşimal kökenli dental folikül üç tabakadan oluşmuştur. Kep ve çan evresindeki mine organına komşu olan dış foliküler hücrelerden bazıları kısa süre içinde perifere göç eder ve folikülün içinde alveoler kemiği oluşturur. Ara tabakadaki foliküler hücrelerden periodontal membran oluşur. İç tarafta yer alan hücrelerden ise sement dokusu oluşur (Sandallı Temmuz 2007). Bu hücreler daha sonra sementoblast'lara, alveol kemiğini şekillendiren osteoblast'lara ve periodontal ligament'in temelini oluşturan fibrilleri biçimlendiren fibroblast'lara farklılaşır (Chiego 2014).

## 2.2. Anatomi

### 2.2.1. Diş Sert Dokularının Anatomisi

Dişler mine, dentin, sement ve pulpa olmak üzere dört temel dokudan oluşur (Schumacher 1996; Scheid ve Woelfel 2007a). Bu yapılar yüksek miktarda kalsiyum minerali içerdiğinden oldukça serttir. Kalsiyum miktarı fazla olan dokulara kalsifiye dokular denir (Scheid ve Woelfel 2007a).

Mine, anatomik kronun yüzeyini örten koruyucu bir tabakadır. Yüksek oranda mineral içerir ve en sert biyolojik dokudur. Mineral içeriğinde %95 oranında kalsiyum hidroksiapatit vardır. Geri kalan %5'lik kısmı ise su ve mineral matriksten oluşur. Mine, ektoderm kökenlidir ve ameloblast'lar tarafından üretilir (Scheid ve Woelfel 2007a; Chiego 2014). Dentin hem mine hem de sement'in altında yer alan, dişin büyük bölümünü oluşturan, kron ve kök boyunca uzanan sarı renkli bir dokudur (Scheid ve Woelfel 2007a; Chiego 2014). Matür dentin'in %70'i kalsiyumhidroksiapatit, %18'i organik matriks (kollajen lifleri), %12'si sudan oluşur (Scheid ve Woelfel 2007a; Chiego 2014). Sementten daha sert, mineden ise daha daha az kırılmandır. Dentin mezodermden gelişir ve dentin üreten hücrelere odontoblast denir. Bu hücreler pulpa ve dentin birleşim alanında yer alırlar (Berkovitz ve ark. 2009).

Sement, kök yüzeyini kaplayan opak sarı renkte bir tabakadır. Çok ince bir yapıya sahiptir ve bu incelik özellikle de servikal bölgede bir kâğıdın kalınlığı kadar olabilir (50-100 mikrometre). %65 oranında kalsiyum hidroksitapatit, %35 oranında organik madde (kollajen lifleri), %12 oranında sudan oluşur. Bazı araştırmacılar sement'teki mineral oranın yaklaşık %50 olduğunu söylemektedir. Sement kemik dokusu kadar serttir; fakat mineden daha yumuşaktır. Mezodermden gelişir ve sementoblast'lar tarafından üretilir. Sement-mine birleşim yeri, sement ve minenin kesiştiği noktadır. Bu alana servikal bölge de denir (Scheid ve Woelfel 2007a). Mine sement birleşim bölgesinde %60 oranında sement minenin üzerinde sonlanırken %30 oranında mineye bitişik sonlanır. Dişlerin %10'unda mine ve sement birleşmez ve aralarında ufak bir boşluk vardır ("Ulusoy" 2011; Chiego 2014).

Pulpa, kalsifiye olmayan yumuşak bir dokudur. Kron ve kökün merkezinde yer alır ve buraya pulpa boşluğu denir. Pulpa boşluğunun koronal kısmına pulpa

odası, kökte uzanan kısma ise kök kanalı adı verilir. Kök apeksinde yer alan apikal foramen adı verilen çıkış noktası haricinde pulpa boşluğu dentin tarafından sarılır. Bu foramen dişi besleyen ve innerve eden damar sinir paketinin dişe giriş noktasıdır. Pulpa kan damarları bakımından zengin bir dokudur ve dört temel fonksiyonu vardır:

1- Formasyon: Odontoblast'lar aracılığıyla dişin vital olduğu süre boyunca dentin üretmek. Bu oluşan yapıya sekonder dentin denir.

2- İletim: Sıcak, soğuk, tatlı gıdalar, travma ya da enfeksiyon sonucu oluşan ağrının beyne iletilmesini sağlayan sinir uçları yer alır. Ancak dental pulpa'daki sinir lifleri ağrının sebebini ayırt edemez.

3- Beslenme: Kan damarları pulpa ve odontoblast'ların beslenmesinden sorumludur.

4- Koruma: Pulpa, yaralanmalara bağlı oluşan hasarı tamir edecek reperatif dentin oluşumundan sorumludur (Schumacher 1996).

### **Anatomik Kron ve Kök Tanımı**

Anatomik kron dişin mine tarafından örtülen kısmı; anatomik kök ise sement tarafından örtülen kısımdır. Servikal bölge, anatomik kronu anatomik kökten ayırır. Bu ilişki kişinin yaşamı boyunca değişmez.

### **Klinik Kron ve Kök Tanımı**

Bu terimleri kullanabilmek için dişin ağza ya da tam sürmesi ya da en azından bir kısmının ağız içinde görülebilmesi gerekir. Klinik kron ağızda görülebilen diş yüzeyidir. Klinik kök ise ağızda görülemeyen ve gingiva tarafından örtülmüş kök parçasıdır. Klinik olarak gingival marjin 25 yaşında gingival dokuları sağlıklı olan bir bireyde servikal bölgedeki krvatürü takip eder. Yaşamın ilk yıllarında erüpsiyon prosesi nedeniyle ya da ileri yıllarda diş eti çekilmesi nedeniyle her zaman servikal bölgede yer almaz (Scheid ve Woelfel 2007a).

### 2.2.2. Periodontal Dokuların Anatomisi

Periodonsiyum'daki patolojileri ayırt edebilmek için bu bölgenin anatomisini ve normal diş eti dokusunu bilmek çok önemlidir. Periodonsiyum diş eti (gingiva), alveol kemik (maksilla ve mandibula'nın processus alveolares'i), periodontal ligament (ligamentum periodontale) ve sement olmak üzere dört farklı dokudan oluşur (Sobotta 2015). Bu bileşenlerin görevi dişlere fonksiyonları esnasında desteklik sağlamaktır. Bu dokulardan klinik inspeksiyonla sadece oral mukoza görülebilir (Scheid ve Woelfel 2007a).

- **Alveoler Kemik:** Maksilla ve mandibula'nın diş köklerini saran kısımları processus alveolares olarak isimlendirilir (Ataoğlu ve Gürsel 1996; Scheid ve Woelfel 2007a). Her bir sürmüş diş kendi alveolleri ya da diş soketleri içinde yer alır. Bu alanlar diş köklerinin şekillerine uyumludur (Saffar, Lasfargues, ve Cherruau 1997; Sodek ve McKee 2000; Scheid ve Woelfel 2007b; Sculean 2010 ).

Alveol kemik, diş üzerini örten alanlarda, kök uzunluğu boyunca konvektir. Bu konveks alanların arasındaki konkav bölgelerin bukkolingual kalınlığı daha azdır. Alveol kemiğinin kalınlığı diş dizilimleri, köklerin kemikle yaptığı açı ve ilgili bölgedeki okluzal kuvvetlere bağlıdır (Sandallı Temmuz 2007).

Alveoller, ince kompakt kemikle döşenmiştir. Bu kompakt kemiğin radyografik görüntüsü lamina dura olarak isimlendirilir (Ataoğlu ve Gürsel 1996; Vijay ve Raghavan 2013). Sağlıklı alveolar kret radyografilerde komşu dişlerin mine-sement birleşimlerinden yaklaşık 1.5 ile 2 mm apikalde konumlanır. Yaşlanmayla birlikte oluşan pasif erüpsiyon nedeniyle mine-sement sınırı ve alveolar kret arasındaki mesafede artış gözlenebilir. Ancak radyografik olarak herhangi bir yaş için alveol kretin olması gerektiği pozisyonunu belirlemek imkansızdır (Vijay ve Raghavan 2013).

Alveoler kemiğin dış tarafında kortikal tabaka yer alırken merkezinde spongiöz kemik vardır. Kortikal tabaka iç ve dış kortikal tabaka olarak iki kısımda incelenebilir.

Anterior bölgede dişler arasında yer alan interdental septum bıçak sırtı gibi sivri sonlanırken baskının çok olduğu posterior bölgede kalınlaşır. Anterior



bölgedeki alveoler kemik çok ince olduğundan dış ve iç kortikal tabakalar birleşmiştir ( Sculean 2010; Vijay ve Raghavan 2013).

- **Sement:** Odontojenez esnasında kron geliştikten sonra kök dokularının oluşumu başlar. Periodontal ligament aralığında bulunan kübik şekilli sementoblastlar sementin intrinsik kollagen fibrillerini oluştururlar. Kemiğin aksine sement dokusu avasküler olup innervasyonu yoktur. Sement'in primer görevi periodontal ligament liflerinin diş köklerine bağlanmasını sağlamaktır. Diğer görevleri ise diş pozisyonunu yeni gereksinimlere göre uyumlandırılması, kök boyunca oluşan defektlerin tamiri ve diş pulpasının korunmasıdır (Dieter D. Bosshardt ve Selvig 1997; Saygin ve ark. 2000; Dieter D. Bosshardt 2005). Sement kalınlığı hayat boyunca değişir. Apikal bölgede servikal bölgeye göre daima fazladır. Sement, diş periodontal ligament aracılığı ile alveoler kemiğe bağlar. Ayrıca aşınma veya başka bir nedenle ortaya çıkan yapısal kayıpları kompanse edebilme yeteneğine sahiptir (Sandallı Temmuz 2007).

Hücreli ve hücreli olmayan üzere histolojik olarak iki tip sement dokusu vardır. Hücreli sement'in büyük bir kısmını dişin desteklenmesinde önemli rolü olan Sharpey fibrilleri oluşturur. Sharpey fibrilleri'nin hacim ve sayıları fonksiyona göre değişir. Sement'in ikinci histolojik tipi ise hücreli sement olarak isimlendirilir. Hücreli sement, hücreli olmayan sement'e göre daha az kalsifiedir (Sandallı Temmuz 2007).

- **Periodontal Ligament:** Periodontal ligament, birçok liften oluşmuş oldukça ince bir yapıdır. Diş kökü ile alveol soketteki ince dens kemik arasında uzanır (Scheid ve Woelfel 2007b; Sculean 2010). Ligament'in bütün kalınlığı milimetrenin dörtte birinden daha azdır (0,15 ile 0,38 mm). Kalınlığı kökün orta üçlüsünde en incedir ve yaşla birlikte bir miktar azalır (Scheid ve Woelfel 2007a).

Periodontal ligament koronalde gingiva'nın lamina propria'sıyla birleşirken apikal kısımda ise diş pulpa'sıyla birleşir. Periodontal ligament dişlere gelen yüksek okluzal kuvvetleri zayıflatır ve diş desteklik sağlar (Sculean 2010).

Periodontal ligament'in bünyesinde fibroblast, sementoblast, odontoklast, odontoblast, Malassez epitel hücreleri, monositler, makrofajlar ve undiferensiyel mezenşimal progenitor hücreler gibi pek çok çeşit hücre yer alır. Periodontal

ligament'in bir diğerk görevi de rejenerasyon veya tamir sırasında kullanılacak olan bu hücrelerin rezervini sağlamaktır (Sculean 2010).

Normal periodontal ligament aralığı radyografilerde dişlerin kökleri boyunca kesintisiz ince radyolüsent çizgi olarak görünür ve lamina dura kalınlığı da ilgili dişin kök yüzeyi boyunca aynıdır. Bireysel olarak periodontal ligament kalınlığında az miktarda farklılıklar olsa da aynı bireyde sadece patoloji varlığında bu kalınlıkta farklılık gözlemlenir (Vijay ve Raghavan 2013).

- **Gingiva:** Oral mukoza kendi içinde çiğneyici mukoza, örtücü mukoza ve özelleşmiş mukoza olarak üç kısımda incelenir Çiğneyici mukoza kapsamında gingiva ve sert damak mukazası yer alır. Dudaklar, yanaklar, ağız tabanı, yumuşak damak ve dilin ventralindeki mukozaya örtücü mukoza denir (Ataoğlu ve Gürsel 1996; Scheid ve Woelfel 2007a; Chiego 2014).

Yetişkinlerde, sağlıklı gingiva alveoler kemiği örter ve koronal diş yüzeyinde mine-sement birleşime kadar uzanır. Gingiva anatomik olarak marjinal, yapışık ve interdental gingiva olmak üzere üç kısımda incelenebilir. Bu bölgeler arasında histolojik olarak önemli ölçüde farklılıklar vardır (Scheid ve Woelfel 2007a; Newman ve ark. 2011).

Serbest diş eti olarak da isimlendirilen marjinal gingiva diş çepçevre saran terminal diş eti bölümüdür. %50 oranında altında devam eden yapışık gingiva ile aralarında sığ bir demarkasyon hattı vardır. Bu alana serbest gingival oluk denir (Newman ve ark. 2011). Bu alanın 'V' harfine benzer anatomik yapısı vardır. Derinleşmiş gingival sulkus'u tespit etmek klinik açıdan önemli bir parametredir (Ataoğlu ve Gürsel 1996). Bunun tespiti için metalik bir enstrüman olan periodontal sond kullanılır. Histolojik sulkus derinliği ile sondun penetre olduğu derinlik tam olarak aynı olmayabilir. Bu nedenle peridontal sond ile elde edilen verilere 'sondalama derinliği' denir. Sağlıklı bir bireyde klinik olarak tespit edilen gingival sulkus derinliği 2-3 mm arasında değişir (Ataoğlu ve Gürsel 1996; Newman ve ark. 2011).

Marjinal gingiva'dan sonra devam eden dokuya 'yapışık gingiva' denir. Yapışık gingiva alttaki kemiğe çok sıkı tutunduğundan oldukça dayanıklıdır. Yapışık diş eti genişliği periodontal cep tabanı ile mukogingival birleşim arasındaki

mesafedir. Dişlerin kontakt noktaları altındaki boşluğu dolduran diş eti kısmına interdental dişeti denir. Bu alanda iki adet papilla ve bunların arasında 'interdental col' vardır. Dişler arasında temas yoksa col oluşmaz (Ataoglu ve Gürsel 1996).

### **2.3. Periodontal Hastalık Varlığında Görülen Kemik Yıkım Paternleri**

Oral kavite hastalıkları arasında periodontitis, yüksek yaygınlık göstermesi ve diş mobilitesi ya da diş kaybı gibi komplikasyonlara sebep olmasından dolayı son derece önemlidir (Newman ve ark. 2011).

Alveolar kemik kaybı, interlökin 1, tümör nekroz faktör alfa (TNF- $\alpha$ ) ve prostaglandin E2 gibi iltihap mediatörlerinin salınımından kaynaklanan periodontitisin genel bir bulgusudur (R. C. Page 1991). Bu mediatörler alveolar kemikte rezorpsiyon ve apozisyon arasındaki dengeyi bozar (Roy C. Page 2002). Periodontitis gingival dokulara ait bir enfeksiyon olsa da kemikte oluşturduğu bu değişimlerin önemi kritiktir. Alveol kemiğin yükseklik ve densitesi lokal ve sistemik faktörlerin yönettiği bir denge içinde sürerken eğer bu denklem rezorpsiyon lehine bozulursa kemik yükseklik ve densitesinde azalma görülebilir (Newman ve ark. 2011).

Periodontal hastalığın etiyojisinde kronik iltihap, okluzal travma, sistemik bozukluklar veya bunların kombinasyonları yer alır (Saber ve ark. 2017).

Periodontal hastalıklarda farklı tiplerde kemik kaybı görülebilir. Kemik kaybı paternleri genel olarak horizontal ve vertikal (açısal) defektler olarak sınıflandırılabilir (Malekzadeh ve ark. 2017).

Kemik kayıpları genellikle yetişkinlerde gözlenirken süt dentisyon dönemine ait defektlerin olduğunu gösteren kadavra kayıtları da vardır (Newman ve ark. 2011). Periodontal hastalıkta alveolar kemikte oluşan bu değişimlerin doğasını ve patogenezi anlamak etkin bir tanı ve tedavi planı yapabilmek açısından şarttır (Schwartz ve ark. 1972).

## **Horizontal Kemik Yıkımları**

Periodontal hastalıklarda en yaygın görülen kemik kaybı paternidir. Bu tabloda kemik yüksekliğinde azalma görülürken alveolar kemik marjinleri neredeyse diş yüzeyine dik halde bulunmaktadır. Horizontal kemik kayıplarında interdental septa, fasiyal ve lingual yüzeydeki kemik tabakaları yıkıma uğrar. Ancak bir dişin tüm yüzeylerde eşit miktarda kemik kaybı olmak zorunda değildir (Newman ve ark. 2011).

## **Vertikal Veya Açısal Kemik Yıkımları**

Vertikal defektler ilgili dişin kökü boyunca oblik şekilde meydana gelir. Defektin tabanı çevre kemiğin apikal kısmında yer alır (Newman ve ark. 2011). Kemik kaybının derinliği ve uzantısını belirlemek tanı, prognoz ve tedavide önemli bir parametredir (Saberî ve ark. 2017) Birçok vakada açısal defektlere kemik içi periodontal cepler de eşlik eder (Newman ve ark. 2011). Kemik içi ceplerin oluşabilmesi için alveolar kemiğin apikalinde defekt olması gerekir (Ataoğlu ve Gürsel 1996; Newman ve ark. 2011).

Defektin apikal kısmındaki duvar sayısı genellikle okluzal kısmındakinden daha fazladır ve bu şekilde oluşan yıkımlar için “kombine kemik defekti” terimi kullanılır (Newman ve ark. 2011).

Goldman ve Cohen vertikal defektler için duvar sayısını temel alan bir sınıflama yapmıştır (Hancock ve ark. 1979; Newman ve ark. 2011):

i. Üç Duvarlı Defektler: Fasiyal, lingual ve proksimal kemikler olmak üzere sağlam üç kemik duvarıyla çevrelenmiş defektlerdir. Nadir durumlarda kemikiçi defektler dişi çepeçevre sararak komşu kök yüzeyini de etkileyebilir. Bu tabloya sirkumferansiyel (çevresel) defektler denir.

ii. İki Duvarlı Defektler: Krater ya da interdental krater olarak da adlandırılan bu defektler en sık görülen defektlerdendir. Bu tip defektler ya fasiyal-lingual ya fasiyal-proksimal ya da lingual-proksimal olmak üzere iki sağlam kemik duvarıyla çevrilidir.

iii. Tek Duvarlı Defektler: Genellikle interdental bölgede oluşur. Eğer sağlam kalan tek duvar proksimal duvarsa hemiseptum olarak olarak isimlendirilir (Ataoğlu ve Gürsel 1996).

Yapılan çalışmalarda radyografik olarak daha çok mesial ve distal yüzeylerde daha fazla tutulum gözlemlenmiştir (Ataoğlu ve Gürsel 1996; Newman ve ark. 2011). İnterdental olarak oluşan kemik defektleri genellikle radyografilerde tespit edilebilmesine karşın eğer bu bölgede kalın bir kemik tabakası süperpoze oluyorsa gözden kaçabilir. Fasiyal ya da lingual yüzeylerde oluşan vertikal defektler radyografilerde gözlemlenemez. Cerrahi olarak ilgili bölgenin açığa çıkarılarak defekt varlığının gözlemlenmesi güvenilir bir metoddur (Newman ve ark. 2011; Saberi ve ark. 2017). Ancak bu yöntem çok invazivdir. Hastalar açısından konforsuz olup diş destekli doku hasarına neden olabilir (Saberi ve ark. 2017).

Vertikal defektler yaş ilerledikçe artar. İnterdental vertikal defekti olan bireylerin %60'ında dişin sadece bir yüzeyinde defekt vardır. Radyografik olarak tespit edilen vertikal defektlerin distal ve mesial yüzeylerde daha sık görüldüğü bildirilmiştir (Newman ve ark. 2011). Bununla birlikte üç duvarlı defektler daha çok üst molar dişlerin mesial yüzeylerinde gözlenir (Lisanti 2006).

### **Kemik Kraterleri**

Osseöz kraterler, interdental kemik kretinde fasiyal ve lingual duvarlar içinde sınırlanmış konkavitelerdir. (Sandallı Temmuz 2007; Newman ve ark. 2011) Kemik kraterleri, tüm defektlerin yaklaşık üçte birini (%35,2) ve tüm mandibular defektlerin yaklaşık üçte ikisini (%62) meydana getirmektedir. Ayrıca posterior bölgede, anteriordakinden iki kat daha sık gözlenir. Vakaların %85'inde kraterin fasiyal ve lingual kret yükseklikleri eşit olduğu tespit edilirken %15 vakada bu eşitlik gözlemlenmemiştir (Newman ve ark. 2011).

## **Bulböz Kemik Kontürleri**

Bulböz kemik kontürleri ekzostoz olan bölgelerde ya da fonksiyonel adaptasyon sonucu oluşan kemik büyümeleridir. Maksilla'da mandibula'dan daha sık görülür.

## **Reverse Architecture**

Radiküler kemikte kayıp olmaksızın fasiyal ve lingual kemikte görülen defektlerdir. Maksillar bölgede daha sık gözlenir.

## **Ledge**

Rezorpsiyon ve kemik kalınlaşması sonucu oluşan "plato" benzeri tablodur (Newman ve ark. 2011).

## **Furkasyon Tutulumu**

Furkasyon tutulumu terimi, çok köklü dişlerin bifurkasyon ve trifurkasyon bölgelerinin periodontal hastalıktan etkilendiğini ifade eder. Furkasyon tutulumunun prevalansı tam olarak bilinmemektedir. Furkasyon tutulumu yaşla birlikte artmaktadır (Newman ve ark. 2011). Açığa çıkmış furkasyon bölgesi klinik olarak gözlemlenebildiği gibi periodontal cep tarafından da örtülmüş olabilir.

Furkasyon tutulumunda, kökün bukkal ve lingual yüzeyleri arasında 3 mm'den daha az periodontal kayıp varsa sınıf I (başlangıç lezyonları); kökün bukkolingual mesafesini aşmayan 3 mm veya daha büyük bir periodontal kayıplar sınıf II; furkasyon alanındaki periodontal dokunun tamamının kaybı ise Sınıf III olarak isimlendirilir.

Furkasyon tutulumu, molar diş kaybı için en önemli prognostik faktörlerden biri olarak düşünülür ( Graetz ve ark. 2015; Dannewitz ve ark. 2016). Furkasyon tutulumunun tedavisi, furkasyonun anatomisi ve bölgeye sınırlı fiziksel erişim nedeniyle güçtür. Bu nedenle, bu lezyonların erken belirtilerinin periodontologlar tarafından değerlendirilip tedavi edilmesi idealdir (Salineiro ve ark. 2017).

### **Kemik içi-İnfrabony Defektler:**

Bu tip defektler boşluğa bakan bir veya daha fazla diş kökü içeren defektlerdir. Defektin tabanı ilgili bölgedeki alveoler kemiğin apikalinde yer alır (Sandallı Temmuz 2007).

### **Hemisepta:**

İnterdental septumun bir kısmının vertikal yönde erimesi sonucu oluşan tabloda arta kalan kemik septumuna denir.

### **U şeklinde Kemik Kenarları:**

Alveol kemiğin fasiyal ya da lingual yüzeylerinde oluşan ‘u’ şeklindeki harabiyettir (Sandallı Temmuz 2007).

### **Fenestrasyon ve Dehisens:**

Alveol kemiğin dişlerin kökünü örtemediği ve ilgili bölgenin sadece periost ve gingiva ile örtüldüğü izole durumlara fenestrasyon denir. Fenestrasyon varlığında marjinal kemik sağlamdır. Eğer defekt marjinal kemiği de ortadan kaldırmışsa o zaman bu durum dehisens olarak adlandırılır. Dişlerin %20 sinde bu tür defektlere rastlanır. Fasiyalde lingualden, anteriordan posteriordan daha fazla görülürler. Marjinlerinde laküner resorpsiyon bölgelerine rastlanması mümkündür. Nedeni henüz çok açık değildir; kök konturlarının çıkıntısı, malpozisyon, kökün üzerindeki kemik tabakasının inceliği ve labiale protrüzyonu predispozan faktörlerdir. Bu tür defektler periodontal cerrahi sırasında problemlere yol açabilir (Rupprecht ve ark. 2001; Newman ve ark. 2011).

## **2.4. X-Işınlarının Tarihçesi ve X-Işınlarının Oluşumu**

Modern görüntüleme yöntemlerinin temelini oluşturan x-ışınları, 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından tesadüfen keşfedilmiştir (Harorlu 2014; Panchbhai 2015). W.C. Röntgen, 8 Kasım 1895’te laboratuvarda Hittorf-Crooks tüpü ile deney yaparken üzerinden ışık geçmemesi için siyah kartonla örttüğü bu tüpten yüksek elektrik akımı geçirdiğinde, tüpten uzak bir konumda bulunan bir kavanozdaki Baryumlu Platin Siyanür kristallerinde yüksek bir floresans



gözlemlemiştir. Siyah kartonu geçerek floresans etki oluşturan, gözle göremediği ve hakkında hiçbir şey bilmediği bu ışına matematikte bilinmeyen anlamında kullanılan “x” harfini kullanarak “x-ışını” adını vermiştir. Daha sonra röntgen ışınları olarak da anılan bu ışınların keşfinden dolayı W. C. Röntgen’e 1901 yılında Nobel ödülü verilmiştir (Tubiana 1996; Reed 2010, September; Harorlı 2014). Kesin olmamakla birlikte diş hekimliğinde x-ışınlarının ilk kullanımı 1896’da yani x-ışınlarının keşfinden 1 yıl sonra diş hekimi O. Walkhoff tarafından gerçekleştirilmiştir. O. Walkhoff’un 25 dakika boyunca kendi dişlerini görüntüleyebilmek için x-ışınına maruz kalmasıyla elde edilen bu film ilk dental film olarak bilinmektedir (Tubiana 1996; Reed 2010, September; Harorlı 2014). Dünyada ilk dental röntgen laboratuvarını da yine O. Walkhoff’un kurduğu bilinmektedir (Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014).

1898 yılında Polonya asıllı kimyager ve fizikçi olan Marie Curie ve eşi Pierre Cruie ilk doğal radyoaktif elemanlar olan Radyum ve Polonyum’u keşfetmiştir. İlk yapay radyoaktif madde olan fosforun keşfinden sonra da radyoloji biliminde yeni teknikler gelişmeye başlamıştır (Tubiana 1996; Reed 2010).

1904 yılında Dr. W. A. Price, iki adet intraoral film tekniğinden bahsetmiştir. Bu tekniklerden ilkinde film dişe paralel olarak yerleştirilip ışın filme dik gönderilirken diğer yöntemde ise açıortay tekniği ile ışın filme yönlendirilir. 1925’te bitewing radyografi Raper tarafından tanımlanmıştır. 1947’de ise Fitzgerald, paralel tekniğe ait özelliklerden bahsetmiştir. Panoramik filme ait ilk çalışmalar 1904 yılında Japonya’da, 1949 yılında ise Finlandiya’da yapılmıştır (Harorlı 2014).

Anatomik yapıları doğasına uygun olarak üç boyutlu görüntülemeyi amaçlayan Bilgisayarlı Tomografi (BT) fikri ilk olarak Amerikan fizikçi Allan MacLeod Cormack tarafından ortaya atılmış, 1967- 1971 tarihleri arasında Sir G. N. Housfield tarafından tomografi cihazı üretilmiştir. KIBT cihazı ise 1982 yılında ilk olarak anjiyografiler için geliştirilmiştir. Bunun ardından 1990 yılında Japonya’da Arai ile İtalya’da Mozzo ve arkadaşları birbirlerinden habersiz eş zamanlı olarak maksillofasiyal bölgede kullanıma uygun KIBT cihazını geliştirmişlerdir. 1998 yılında ise ilk dental volumetrik tomografi cihazı olan “NewTom” piyasaya sürülmüştür (Harorlı 2014).

## X-Işınlarının Oluşumu

Radyasyon herhangi somut bir taşıyıcı olmaksızın çevreye parçacık akışı veya dalgalar şeklinde yayılan enerji salınımıdır. Bu enerji salınımı subatomik düzeyde gerçekleşir. Bu enerjinin madde içinden geçerken, direkt veya dolaylı olarak iyonlaştırıcı etkisi vardır. Radyasyon, taşıdığı enerji miktarına göre iyonize etkisi olan ve iyonize etkisi olmayan radyasyon olarak iki başlıkta incelenir (Sarment 2013; Harorlı 2014).

Atomlardan enerji salınımı elektromanyetik radyasyon ve korpüsküler radyasyon olmak üzere iki şekilde olur (White ve Pharoah 2014). Elektromanyetik radyasyonda enerji, titreşimler halinde salınır. X-ışınları elektromanyetik radyasyon grubuna girer. Elektromanyetik titreşimler dalga boylarına göre; radyo dalgaları, kızıl ötesi (infraruj) ışınlar, görülebilir ışık, mor ötesi (ultraviyole) ışınlar, x-ışınları, gama ( $\gamma$ ) ışınları ve kozmik ışınlar adını alır. Bu ışınların kütleleri yoktur sadece enerjileri vardır ( Sarment 2013; Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014).

Korpüsküler radyasyonda enerji, çok hızlı hareket eden proton, elektron, nötron, alfa ve beta tanecikleri gibi kütleleri olan subatomik parçacıklar halinde salınır. Radyum ve radyoizotoplardan salınan enerji bu niteliktedir (White ve Pharoah 2014; Harorlı 2014).

X-ışınları, röntgen cihazında bir tüp içinde oluşur. Bu tüp camdan yapılmış olup içindeki hava boşaltılmıştır. Cam tüpün etrafında metal bir kılıf vardır ("Coolidge X-Ray Tube- UQ Physics Museum- The University of Queensland, Australia" 2017). Meydana gelen x-ışınlarının etrafa çeşitli yönlerde saçılmasını önlemek amacıyla metal muhafazanın içine kurşun bir plaka yerleştirilmiştir. Anot ve katot bağlı olan tüpte oluşan x-ışınları berilyumdan yapılmış bir pencere yardımıyla dışarı çıkarak kona doğru yayılır (White ve Pharoah 2014). Pencerenin berilyumdan yapılmasının nedeni bu maddenin atom numarası küçük olmasından dolayı x-ışını geçirgenliğinin yüksek olmasıdır. Ayrıca berilyum korozyona karşı da dayanıklıdır. Tüpün katot kısmında tungstenden yapılmış bir filament varken, anot kısmı ise bakır bir gövdeye gömülmüş tungsten levhadan oluşur (Harorlı 2014). Anot kısmında x-ışını üretimi esnasında oluşan ısıyı tüp dışına iletecek bakır bir plaka vardır. Buraya soğutucu bir radyatör bağlanmıştır. Bazı tüplerde bunun yanı sıra cam ve metal

muhafaza arasında su, hava ve yağ sirkülasyonu sağlayan bir düzenek de bulunabilir (Sarment 2013).

Röntgen cihazı şehir cereyanına bağlandığında 220 voltluk bir akım gelir. Katotta bulunan filamente ise 12 voltluk akım gerekir. Bu nedenle akımı filamente ulaşmadan azaltmak için devreye step-down transformatör bağlanmıştır. Filamentin ısıtılması için kullanılan bu düşük akımın birimi miliamper (mA) olarak ifade edilir. Katottaki filamente gelen 12 mA'lık akım sonucu tungsten filament ısınır ve etrafında elektron bulutu oluşur. Termoiyonik emisyon olarak bilinen bu olayda filament akımı, çevresinde kümelenen ve saniyede fırlatılan elektron sayısını belirler (Kandlakunta ve ark. 2017). Tüpe uygulanan akım arttıkça katottan çıkan elektronların sayısı da artar.

X-ışınlarının oluşabilmesi için anot-katot devresinde yüksek voltaj oluşması gerekir. Bu amaçla anot-katot devresine bir step-up transformatör bağlanmıştır. Anot ve katot arasındaki devre kapandığında oluşan elektrik akımı bu sayede yükseltilir (Harorlı 2014). Katotta bulunan negatif yüklü iyonlar bu yüksek voltaj sayesinde hızla anoda doğru hareket eder. Bu esnada tungsten filamentin çevresindeki negatif yüklü molibden veya nikelden yapılmış abajur şeklindeki muhafaza sayesinde de elektronların farklı yönlere saçılması önlenmiş olur (White ve Pharoah 2014). Anot kısmında yer alan bakır gövdeye gömülmüş 1x4 mm boyutunda tungstenden yapılmış target adlı metal levhaya elektronların çarpmasıyla bu elektronların kinetik enerjileri %99,8 oranında ısıya dönüşürken %0,2'lik kısmı x-ışımına dönüşür (65 kVp'de). X-ışınları alternatif akımın pozitif olduğu sürelerde oluşurken, negatif olduğu dönemlerde oluşmaz. Anoda gelen elektronların kinetik enerjileri frenleme radyasyonu ve karakteristik radyasyon olmak üzere iki şekilde radyan enerjiye çevrilir. Diş hekimliğinde kullanılan röntgen cihazlarının çoğunda x-ışınları “frenleme radyasyonu (Braking radiation, Bremsstrahlung)” yoluyla oluşur (Harorlı 2014). Frenleme radyasyonun oluşmasında etkili faktör katottan çıkan bazı elektronların katottaki tungsten atomunun yanından geçerken çekirdeğin pozitif yükü nedeniyle çekirdeğe doğru çekilmesi ve yavaşlamasıdır. Bu esnada kinetik enerji radyan enerjiye dönüşür. Eğer elektron tungsten atomunun çekirdeğine çok yaklaşır ve çarparsa elektronun hareketi durur. Böylece kinetik enerjinin tamamı radyan

enerjiye dönüşür. Bu şekilde oluşan enerjinin dalga boyu oldukça kısa, enerjisi ise yüksektir (Sarment 2013).

Elektronların hedefe çapmasıyla oluşan x-ışınları berilyumdan yapılmış pencere yardımıyla dışarı çıkar ve kurşundan yapılmış bir halka şeklindeki kolimatörden salınır. Bu ışınların ortasındaki ışına “merkezi ışın” adı verilir (Harorlı 2014).

## **2.5. Dijital Radyoloji**

### **2.5.1. Dijital Radyolojide Temel Prensipler**

Röntgen kaynağından yayılan radyasyon cisme ulaştıktan sonra bir kısmı cisim tarafından absorbe olur ve cismi geçemez. Bunun sonucunda foton sayısında oluşan azalmaya 'atenüasyon' denir (Harorlı 2014). Bu azalma fotonların enerjisinin cismin atomlarına aktarılması ya da saçılması şeklinde meydana gelir (White ve Pharoah 2014). Cismi geçen foton miktarına da 'transmisyon' denir (Harorlı 2014). Dijital radyoloji, bu atenüasyon miktarının özel dedektörlerle rakamsal verilere dönüştürülerek görüntü elde edilmesini temel alır (Harorlı 2014; Çalışkan 2016). Bu sistemlerde elde edilen görüntüye 'imaj' denir. Bu imajların temel görüntü elemanına piksel (picture cell = resim hücresi) denir. Piksel sayısı arttıkça görüntü çözünürlüğü de artar. Yatay ve dikey piksellerin oluşturduğu şablona 'matriks' denir (Sherer ve ark. 2014; Mosby ve Bushong 2008). Dijital görüntülemelerde genellikle 256 x 256, 520 x 520 ve 1024 x 1024 matriksli sistemler kullanılır. Her bir pikselin üçünü boyutta bir kalınlığı vardır. Bu kalınlık “kesit kalınlığına” karşılık gelir. Piksellerin üçüncü boyuttaki hacimleri ile oluşan bu dikdörtgenler prizması şeklindeki yapıya ise 'voksel (volume pixel / volume element)' denir. Voksel boyutu kesit kalınlığına bağlı olarak değişir (Harorlı 2014).

Radyolojide kullanılan bir gri skala vardır. Bu skalada beyaz ve siyaha bir nümerik değer verilir. Arada kalan renk tonları da o sayılara göre ayarlanmış bir sayısal değer alır. Her bir piksel gri skaladaki bir değere karşılık gelir; yani grinin bir tonunu temsil eder. Böylece görüntüde siyah-beyaz arasında değişen açık ve koyu alanlar oluşur. Dijital görüntülemelerdeki bu renk tonu sayısına 'dinamik aralık' denir (Harorlı 2014). Bu aralık ne kadar geniş olursa imaj bize o kadar fazla bilgi verir. Radyolojide gri skala olarak Hounsfield tarafından üretilen 'Hounsfield Skalası'

kullanılır. Bu skalada suyun atenüasyon değeri '0', havanınki '-1000', 'yoğun kemiğinki ise '+1000' kabul edilerek bir gri skala elde edilir (Harorlı 2014). Yapılan bir dizi matematik işleminden sonra dedektör üzerinde organizmanın bir bölümüne ait x-ışınını zayıflatma gücünü yansıtan bir harita elde edilmiş olur.

Dijital görüntüleme imajlarda anatomik ya da patolojik yapıların fark edilebilirliğine 'imaj kalitesi' denir. İmaj kalitesi çözünürlük, kontrast, gürültü ve artefakt ile ilişkilidir.

i. Çözünürlük (Rezolüsyon): Bir imajın rezolüsyon gücü sistemin görüntüleyebileceği en küçük yapının net olarak gösterilebilmesidir. Rezolüsyon imaj üzerinde birbirine yakın objeleri ayırt edebilme kapasitesidir. Dijital görüntüleme kalite, dedektör boyutu küçüldükçe artar. Dijital görüntüleme çözünürlüğü belirleyen iki temel unsur vardır. Bunlar kontrast çözünürlüğü ve uzaysal çözünürlüktür.

a. Kontrast Çözünürlük (Grilik Derecesi): Görüntüdeki farklı gri tonlarını ayırt edebilme yeteneğidir. Bu kapsama görüntüde yer alan farklı densitedeki cisimleri ayırt edebilmek de dahildir. Kontrast çözünürlüğü dokunun kontrast özellikleri, sensörün farklı kontrastları ayırt edebilmesi ve gözlemcinin bunları yorumlayabilmesine bağlıdır. Dinamik aralık ne kadar büyükse görüntü kalitesi o kadar artar.

Reseptörler objeden arta kalan atenüasyon miktarını 2'nin katları olacak şekilde sayısal değerler olarak kaydeder. Buna 'bit derinliği' denir. Ancak monitörlerin gösterebileceği gri skala değeri ortalama 8 bit ( $2^8=256$ ) ile sınırlıdır. İnsan gözü ise 60 gri tonu ayırt edebilir. 8 bit derinliğe sahip bir sistem 256 adet gri tonu kullanılır. Burada en koyu griye yani siyaha karşılık gelen değer 0 iken en açık griye yani beyaza karşılık gelen değer 255'tir. Diş hekimliğinde en yaygın 8 bitlik sistemler kullanılır.

Görüntü kalitesi, o filmin karakteristik eğrisi üzerinden değerlendirilir. Karakteristik eğri filmin dansitesi ve ışınlama süresi arasındaki ilişkiye dayanır. Dijital radyografilerde ışınlama süresi arttıkça filmin dansitesi de aynı oranda artar ve grafikte doğrusal bir çizgi oluşturur. Konvansiyonel radyografilerde ise bu ilişki sigmoid bir eğri oluşturur. Bu eğrinin altında ve üstünde kalan alanlar görüntünün

çok koyu ya da açık olduğu alanlardır. Dijital sistemlerin bu tablodaki doğrusal ilişkisi sayesinde bu sistemlerde hem düşük hem de yüksek ışınlama dozlarında da fark edilebilen gri tonları oluşturabilir. Bu nedenle dijital sistemlerin dinamik aralığı konvansiyonel sistemlere göre daha geniştir.

b. Uzaysal Çözünürlük (Boyutsal Çözünürlük): Yan yana iki yapının ayırt edilebilmesidir. Uzaysal çözünürlüğün ölçü birimi milimetre başına düşen çizgi çifti (line-pair/ mm) olarak ifade edilir. Dijital radyolojide uzaysal çözünürlüğü ölçmek için özel yöntemler kullanılır. Işınlama sonrası gözlenebilen çizgi yanındaki boşluğa 'çizgi çifti' denir. Bir çizgi çiftini çözebilmek için 2 piksel gerekir. Bir görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlüğünün yüksek olması ne kadar çizgi çiftini ayırt edebildiğine bağlıdır. Üretici firmalar CCD ve CMOS gibi sensörlerin uzaysal çözünürlüğünün en yüksek 27 lp/mm olduğunu belirtmiştir. İnsan gözü ise 12 lp/mm'den daha yüksek seviyeleri ayırt edemez. Ayrıca şu an kullanılmakta olan ekranların bu çözünürlüğü yansıtamaması durumundan dolayı CCD ve CMOS sistemlerindeki bu yüksek çözünürlük oranı pratik olarak anlam ifade etmez. Fosfor plak sistemleri ise yaklaşık 10- 21 lp/mm'lik bir uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Bu sistemlerdeki uzaysal çözünürlük ise fosfor kalınlığına ve lazer demetinin boyutuna göre değişir (Harorlı 2014).

Dijital radyografilerde, piksel boyutu ve bit derinliği, uzaysal ve kontrast çözünürlüğünü belirleyen önemli faktörlerdir. Bit derinliğini 8 bitten 12 bit'e yükseltmenin, 60 kVp'de gözlemci performansını artırabileceği gösterilmiştir. Buna ek olarak, kVp'yi 60'dan 70'e çıkarmak da gözlemcinin performansını arttırmaktadır. Bu çalışmanın sonucu olarak, intraoral dijital radyografilerin 70 kVp ve 12 bit derinlikte edinilmesi önerilmektedir (Heo ve ark. 2009).

### **2.5.2. Dijital Sistemlerin Avantaj ve Dezavantajları**

1. Dijital radyolojide kullanılan sensörler x-ışınına, konvansiyonel filmlere oranla daha duyarlı olduğundan daha az radyasyon kullanılır.
2. Banyo işlemi gerekmez. Buna bağlı oluşabilecek zaman kaybı, banyo işlemine bağlı oluşabilen artefaktlar, banyo solüsyonlarının oluşturduğu kimyasal atıklar da önlenmiş olur.

3. Görüntü kısa sürede elde edilebilir.
4. Konvansiyonel radyografilerde elde edilen görüntüler üzerinde düzeltme yapılamazken dijital yöntemlerle elde edilen görüntülerin kontrast, dansite gibi özellikleri ayarlanabilir.
5. Dijital yöntemle elde edilmiş görüntülerin arşivlenmesi, hasta tarafından taşınabilmesi ve elektronik ortamda paylaşım yapılabilmesi kolaydır.
6. Görüntülerin incelendiği ekranların konvansiyonel filmlere göre büyük olması inceleme kolaylığı sağlar.

#### Dezavantajları

1. Konvansiyonel sistemlere göre dijital sistemlerin kurulumu pahalıdır.
2. Sensörler kalın ve rijittir. Bu nedenle hasta toleransı filmlere göre daha zordur. Bununla birlikte kablolu sensörler radyografide sorun oluşturabilir.
3. Sensörler ısıyla steril edilemeyeceğinden kullanım esnasında özenli bir enfeksiyon kontrolü gerekmektedir.
4. Orijinal görüntülerin değiştirilebilmesi adli vaka durumlarında göz önünde bulundurulmalıdır.
5. Sensörün boyutu standart bir periapikal filme göre daha küçük olduğundan daha dar bir alan hakkında bilgi verir (Harorlı 2014).

#### **2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan İntraoral Radyografi Teknikleri**

Genel olarak diş hekimliğinde ekstraoral ve intraoral olmak üzere başlıca iki teknikte görüntü elde edilir. Ekstraoral radyografide imaj reseptörü ve ışın kaynağı ağız dışındadır. Bu teknik diş ve çevre dokulardan daha büyük alanları inceleme imkânı sağlar. İntraoral radyografide ise imaj reseptörü hasta ağzındayken ışın kaynağı dışarıda yer alır. Bu teknik, bir grup diş ve bu dişlerin çevre dokularını incelemede çok sık kullanılan bir yöntemdir (Harorlı 2014).



İmaj reseptörü ifadesi film, CCD sensörleri, CMOS sensörleri veya fosfor plakları kapsayan bir terimdir. Bu reseptör tiplerinin hepsi için kullanılacak prensipler aynıdır (White ve Pharoah 2014).

İntraoral radyografi teknikleri üç kısımda incelenir.

1. Periapikal radyografi teknikleri
  - i. Açıortayı tekniği (Bisecting angle)
  - ii. Paralel teknik (Uzun Kon Tekniği)
2. Bitewing tekniği (Isırtma Tekniği)
3. Okluzal radyografi tekniği (Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014).

#### **i. Periapikal Radyografi Teknikleri**

Dişlerin kron ve kök yapılarını, lamina durayı, ilgili dişin periodontal aralığını ve çevre kemik dokuları gösteren bir film tekniğidir. Erişkinler için genellikle 31 x 41 mm boyutlarındaki 2 numaralı periapikal filmler kullanılırken çocuklarda 22 x 35 mm'lik 0 numaralı filmler kullanılır (White ve Pharoah 2014).

##### **a. Açıortayı Tekniği:**

Bu teknikte film hasta ağzına yerleştirilirken alt çenede ağız tabanına, üst çenede ise damağa temas etmelidir. Filmin diğer kenarı da dişlerin palatinal ya da lingual yüzeyine temas eder. Film bu konumda yerleştirildiğinde dişlerin uzun aksı ile filmin uzun aksı arasında bir açı oluşur. Burada merkezi ışın, oluşan açının açıortayı doğrusuna dişin apeksi hizasından dik gönderilerek görüntü elde edilir. Eğer merkezi ışın dişin uzun aksına dik gelirse dişin radyogramdaki görüntüsü gerçek boyundan daha kısa görünürken; filmin uzun aksına dik gelirse bu kez de gerçekte olduğundan uzun görünür. Konu vertikal yönde açılmanın yanı sıra horizontal olarak da açılmak önemlidir. Horizontal açılarda hangi dişler incelenecekse ışın bu dişlerin interproksimal alanlarından geçmelidir. Hasta başının uygun pozisyonda olması bu tekniğin bir diğer önemli unsurudur. Bu teknik Cieszynski'nin "iki açısı ve bir kenarı aynı olan iki üçgen birbirine eşittir" ilkesine dayanır (Harorlı 2014).

## **b. Paralel Teknik (Uzun Kon Tekniği):**

Fitzgerald tekniği olarak da bilinen bu teknikte film dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde ağız içine yerleştirilir. Merkezi işın ise filme ve dişlerin uzun aksına dik olacak şekilde yönlendirilir. Bu teknikte diş ve evre dokuların görüntüleri minimum distorsiyonla gerçeğe en yakın şekilde elde edilir (White ve Pharoah 2014).

Bu tekniğin temel prensipleri:

- Obje ve film paralel yerleştirilmeli
- Obje- film mesafesi mümkün olduğunca kısa olmalı
- Obje- işın kaynağı mesafesi olabildiğince uzun olmalı
- X- işınları film ve objenin uzun aksına dik gelmeli
- Fokal spot küçük olmalı

Paralel tekniği uygulayabilmek için film tutucular geliştirilmiştir. Bazı film tutucuların üzerinde ekstraoral kon yönlendirici kısımlar bulunur. Bu sayede merkezi işının film ve dişin uzun aksına dik gelmesi kendiliğinden sağlanmış olur.

İntraoral yapıların anatomik doğası nedeniyle obje ve filmi birbirine paralel hale getirmek için film objeden bir miktar uzaklaştırılarak konumlandırılır. Bu durum dişleri ve reseptörü paralel hale getirirse de görüntüde magnifikasyona ve netliğin azalmasına neden olur (White ve Pharoah 2014). Bu kısıtlamaların üstesinden gelmek için paralel teknik uzun açık sonlu hedefleme silindiri yani uzun kon kullanılarak fokal spot-obje uzaklığı arttırılmış olur. Bu tip konlar sadece merkezi ve paralel işınları reseptöre yönlendirir. Böylece imaj netliği artar. Paralel teknikte oral kavitenin merkezine yakın reseptörü yerleştirmek önemli olduğundan hasta ağzında reseptör tutucu kullanımıyla bu pozisyon daha kolay sağlanabilir. Bunun sonucunda oluşan olumsuz durum obje-işın kaynağı mesafesi arttırılarak en aza indirilir (White ve Pharoah 2014).

Paralel teknikte dişin kendi büyüklüğüne çok yakın imajlar elde edilirken görüntüdeki kron/kök oranı değişmez. Ayrıca maksiller molar bölgede zygomatik arkın süperpozisyonu engellenmiş olur. Ancak tekniğin uygulanması için ilave zaman ve ekipman gerekmektedir. Ayrıca damak kubbesi ve ağız tabanı derinliğinin yetersiz olması sonucu dişlerin apikal bölgelerinin görüntülenmesi g olabilir.

## ii. Bitewing Radyografi (Isırma Tekniği):

İnterproksimal teknik olarak da bilinen bu teknikte maksiller ve mandibular dişlerin kronları ile alveoler kret bölgesinin aynı reseptörde görüntülenmesi sağlanır (White ve Pharoah 2014). Bitewing tekniğinde üzerinde ısırma kanatları olan özel hazırlanmış filmler kullanılır. Hasta okluzal düzlem yere paralel olacak şekilde oturtulurken film ağız içine yerleştirilir ve hastaya yavaşça ısırması söylenir. Isırma kanadı görüntülenmek istenen dişlerin okluzal yüzeyini merkez almalıdır. Merkezi ışın, filmin ortasına ısırma kağıdına yaklaşık 5-10 derecelik açıyla gönderilir. Horizontal olarak kon, görüntülenmek istenen dişlerin interproksimal aralığından geçecek şekilde hizalanmalıdır. Bu ayarlamaya bağlı olarak imajda “radyografik açıklık” olarak bilinen gerçekte olmayan açıklıklar görülebilir (Harorlı 2014).

Bitewingler özellikle erken dönemdeki ara yüz çürüklerinin teşhisinde değerlidir. X-ışını ışınının horizontal açılmasından dolayı bu radyografiler restorasyonların altındaki periapikal radyografilerde gözden kaçan sekonder çürükleri de ortaya çıkartır. Bununla birlikte bitewing radyografilerin kullanımı sonucu projeksiyonun interproksimale doğru yönelmesi kron-köprü uyumlarının değerlendirilmesi, taşkın restorasyonların tespiti, restorasyonların marjinal uyumunun kontrolü ve diş taşı birikimlerinin tespitinde de yarar sağlar.

Bu film tekniği dişlerin apikal bölgeleri hakkında bilgi sağlamasa da çok sayıda dişi çevreleyen alveoler kemik seviyesi hakkında bilgi vermektedir. Horizontal bitewing yöntemi diş hekimliğinde çoğunlukla çürük tanısı için kullanılsa da periodontal hastalığın ileri aşamada olmadığı durumlarda posterior bölgedeki alveoler kemik düzeyinin belirlenmesi amacıyla da kullanılmaktadır (Eley ve Cox 1998; Gedik ve ark. 2008; White ve Pharoah 2014; Safi ve ark. 2015). Bu teknikle görüntü alırken kullanılan film tutucular, hastalığın veya iyileşmenin saptanması için belirli periyotlarla alınması gereken filmlerin standardizasyonunu sağlamak açısından önem taşımaktadır (Jeffcoat ve ark. 1995). Kemik kaybının kökün orta üçlüsünü aştığı ileri periodontitis olgularında kullanılan vertikal bitewing yöntemiyle de ileri düzeydeki kemik kayıplarını saptayabilmek mümkün olmaktadır (Mol 2004; Clerehugh ve ark. 2013; Vijay ve Raghavan 2013; White ve Pharoah 2014). Ancak horizontal bitewing tekniği ile kıyaslandığında, filmin vertikal olarak yerleştirilmesine bağlı olarak görüntülenen alan daralmaktadır. Bu durumda posterior

bölgenin görüntülenebilmesi klasik horizontal bitewing tekniğinde tek bir film ile mümkün iken, vertikal bitewing tekniğinde posterior bölgenin tam olarak görüntülenebilmesi için birden fazla film almak gerekmektedir (Tugnait ve Carmichael 2005).

### iii. Okluzal Radyografi Teknikleri

Okluzal radyografi alveoler kretin nispeten daha büyük bir kısmını gösterir. Damağı veya ağız tabanını ve bitişik lateral yapıları içerebilir. Okluzal radyografiler ayrıca hastanın periapikal radyografiler için yeterli olacak kadar ağızını açmadığında veya diğer sebeplerden ötürü periapikal radyografi kullanmayı reddettiğinde kullanışlıdır (White ve Pharoah 2014).

Genellikle okluzal radyografiler aşağıdaki durumlarda özellikle faydalıdır:

- Kökler, süpernumerer dişler, sürmemiş ve gömülü dişlerin yerini belirlemede,
- Submandibular bezdeki taşları ve çenelerdeki yabancı cisimlerin yerini belirlemede,
- Maksiller sinüs'ün ön, orta ve lateral görüntüsünün bütünlüğünü değerlendirme ve ortaya koymada,
- Ağızını sadece birkaç milimetre açabilen trismus hastalarının incelenmesine yardımcı olmak için,
- Mandibula ve maksilla'daki fraktürlerin yerini, büyüklüğünü, yapısını, pozisyonunu belirlemede,
- Patolojik durumların mesial ve lateral boyutunu belirlemede ve yanakta ve ağız tabanındaki patolojiyi belirlemede kullanılır.

Okluzal radyografi alabilmek için, dişlerdeki okluzal yüzeylerin arasına nispeten büyük (7.7 x 5.8 cm) bir reseptör yerleştirilmelidir. Okluzal reseptörler sadece filmden veya fosfor plaklardan yapılır. CCD veya CMOS sensörleri bu kadar büyük değildir. İsminde de belirttiği gibi reseptör oklüzyon düzleminde bulunur. Reseptörün tüpe bakan yüzeyi incelenecek çeneye doğru yerleştirilir ve x-ışını ışını çeneye doğrultulur. Boyutundan dolayı reseptör çenenin nispeten geniş bir alanını incelemeye izin verir (White ve Pharoah 2014).

## 2.7. Periodontal Radyoloji

Radyografiler, sağlıklı periodonsiyum veya hastalık varlığındaki kemik durumu hakkında bilgiler sunar ve bu verilerin kaydedilmesine olanak sağlar. Sadece radyografilere bakarak teşhis koymak hatalı bir yaklaşım olmakla birlikte radyografik muayene klinik muayeneyi tamamlayan yardımcı bir yöntemdir (Harorlı 2014).

Periodontal muayenenin temelini oluşturan klinik muayene periodontal sondlama, gingival indeksin belirlenmesi, mobilite değerleri ve yapışık dişeti miktarının değerlendirilmesini kapsar (White ve Pharoah 2014). Radyografik görüntüleme ise dişler ve periodontal aralıkları, lamina dura devamlılığı, interdental septal kemiğin boyutu ve kontürü, diş köklerindeki varyasyonlar, periodontal patolojiye yol açabilecek lokal faktörler hakkında genel bir görüntü elde edilir.

Diagnostik görüntülerle tespit edilemeyen bazı durumlar klinik olarak açıkça görülebilir veya radyografide net olarak izlenen bir patoloji klinik olarak saptanamayabilir. Bu nedenle periodontal hastalığın tam tanısı için diagnostik görüntüde gözlenen kanıtlarla birlikte hastanın klinik muayenesinin kombinasyonu gerekir (White ve Pharoah 2014).

Panoramik görüntüleme maksiller ve mandibular alveolar kemik ve bunların destek yapılarını tek bir görüntü ile elde etmeyi sağlasa da periodontal hastalığın değerlendirilmesi için önerilmemektedir. Panoramik radyografi küçük marjinal kemik yıkımlarını göstermezken geniş defektleri olduğundan büyük yansıtır. Panoramik radyografiler, intraoral radyografilere kıyasla tanıda daha az etkili olsa da günümüzde oldukça yaygın kullanılan bir tarama metodudur (Saberli ve ark. 2017). Panoramik radyografinin bu dezavantajından dolayı daha ayrıntılı olarak incelenmek istenen bölgeler için intraoral radyografi teknikleri kullanılabilir (Harorlı 2014).

Periapikal radyografi birçok görüntüleme tekniği içinde en yüksek görüntü kalitesine sahip olan tekniktir. Periodontal hastalıkların tanısı amacıyla yapılan uygulamalarda film tutucuların kullanılması ve paralel tekniğin tercih edilmesi görüntü kalitesinde optimum sonuca ulaşmayı sağlamaktadır (White ve Pharoah 2014). Periapikal radyografiler, kemik defektinin tamamının bitewing radyografiler

ile görüntülenemediği ya da apikal bölgedeki alveoler kemiğin de görüntülenmesinin zorunlu olduğu durumlarda bitewing tekniği ile elde edilen filmleri desteklemek amacıyla tercih edilmektedir. Periapikal radyografilerin interproksimal kemiğin incelenmesi için sıklıkla tercih edildiği durumlardan biri de panoramik radyografi ile net görülemeyen anterior bölgenin incelenmesidir. Ancak açığortay tekniği ile alınan periapikal radyografik görüntülerde projeksiyon geometrisine bağlı oluşan distorsiyon ve magnifikasyon görüntü üzerinde yapılacak ölçümleri olumsuz yönde etkiler. Bitewing radyografilerde ise gerek filmin dişe olabildiğince paralel halde konumlandırılması gerekse merkezi x-ışının filme dik gönderilmesiyle görüntüde oluşabilecek distorsiyon ve magnifikasyon en aza indirilmiş olur. Bitewing radyografiler, klinik olarak apikal bölgenin de etkilendiği endo-periodontal kombine lezyonlar haricindeki periodontal kemik kayıplarında oldukça yarar sağlar. (Corbet ve ark. 2009). Ayrıca yapılan çalışmalarda periodontal defektlerin tespitinde bitewing radyografilerin açığortay tekniği kullanılarak alınmış periapikal radyografilerden üstün olduğu gösterilmiştir (Gedik ve ark. 2008)

Suphanantachat ve ark. (2017) yaptığı bir çalışmada 666 dişteki 23 kemik içi defekti periodontal tanı, prognoz, kemik içi defektin tipi ve kemik içi defekt tedavisinin seyri açısından bitewing ve periapikal teknikle alınan intraoral radyografiler ve KIBT arasındaki toplam uyumu incelemişlerdir. İntraoral radyografiler, sırasıyla %16.4, %24 ve %37.4 oranında tanı, prognoz ve kemik içi defektlerin duvar sayısını doğru olarak belirlemiştir. İntraoral radyografiler ve KIBT arasında periodontal rejenerasyonun değerlendirilmesinde anlamlı farklılık tespit edilmiştir (%43,3).

### **2.7.1. İntraoral Görüntülerin Sınırlamaları**

İntraoral görüntüler (bitewing ve periapikal projeksiyonlar) periodonsiyumun durumunu eksiksiz şekilde gösteremez. İntraoral radyografilerdeki limitasyonlar şunlardır:

1. Bunlar üç boyutlu yapıların iki boyutlu görüntüleri olduğundan üç boyutlu anatomiye göstermede yetersiz kalır. Ayrıca sağlam kemik duvarı ya da dişler üzerine süperpoze olan kemik defektleri gizlenebilir. Bu nedenle sadece interproksimal alanlardaki kemik dokusu açıkça görülebilir. Kök yapısının

densitesindeki hafif azalma dişin bukkal ya da lingual yönünde kemik kaybı olduğunu akla getirir. Bukkal ve lingual kemik seviyelerini görüntülemek genellikle mümkün olmaz. Bunun tespiti için paralaktik yöntemlerden faydanabilir.

2. Bu görüntüler tipik olarak gerçekte olduğundan daha az şiddette kemik yıkımı gösterir. Kemikte yeni başlayan hafif destrüktif lezyonlar densitede saptanabilir yeterli değişikliğe yol açmadığından periodontal hastalığın başlangıcındaki minör kemik değişiklikleri gözlenemez.

3. İntraoral görüntüler yumuşak-sert doku ilişkisini göstermez.

4. Kemik seviyesi sıklıkla mine-sement sınırından ölçülür; bunula birlikte over-erupsiyon ya da şiddetli atrizyonu olan hastalardaki pasif erupsiyon durumlarında bu referans noktası geçerli değildir.

5. Periodontal cebin varlığı ya da derinliği hakkında bilgi verir.

6. Diş mobiliteleri hakkında bilgi vermez.

7. Radyografiler tedavi edilmiş ve edilmemiş vakaları ayırt etme olanağı vermez. Bu nedenlerden dolayı diagnostik görüntüler tanı ve tedavi planlamasında çok değerli bir rol oynamasına rağmen kullanımları dikkatli klinik muayene ile desteklenmelidir (Vijay ve Raghavan 2013; Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014).

## **2.7.2. Dijital Substraksiyon Radyografisi**

Aynı nesnenin, farklı zamanlarda aynı ışınlama parametreleri ve aynı hasta pozisyonu kullanılarak alınan iki dijital görüntüsünün bilgisayar yazılımı yardımıyla karşılaştırılması ve arka planda oluşan görüntü kirliliğinin ortadan kaldırılmasıyla elde edilen görüntüyü ifade eder. Bu yöntem sayesinde iki görüntü arasında var olan farklılıklar ortaya çıkarılmış olur. Daha çok periodontal tedavilerin takibinde, çürük lezyonlarının teşhisinde, kemiğe uygulanan cerrahi girişimlerde iyileşmenin takibinde kullanılır. Bu yöntem sayesinde kemik densitesinde meydana gelen minimal değişimler güvenilir olarak saptanmış olur. Bununla birlikte, teşhis açısından faydalı olması için, temel projeksiyon geometrisi ve görüntüleme parametrelerinin klinik olarak birebir aynı olması gerektiğinden pratikte kullanımı sınırlıdır (Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014).

## **2.8. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi**

Dental Volumetrik Tomografi (DVT), Cone Beam Computerized Tomography, Cone Beam Volumetrik Tarayıcı (CBVS) olarak da bilinen konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, panoramik radyografinin üretiminden sonra meydana gelen maksillofasiyal görüntüleme açısından en önemli teknolojik gelişmedir (Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014).

### **2.8.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Çalışma Prensibi**

Geleneksel BT'lerde kullanılan yelpaze şeklindeki ışın demeti yerine bu teknikte diverjan yapılı veya piramidal iyonize radyasyon kaynağı kullanılır (Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014). Tüm bilgisayarlı tomografi tarayıcıları x-ışın kaynağı ve döner gantri üzerinde yer alan bir adet dedektörden oluşur (White ve Pharoah 2014; Scarfe ve ark. 2017). Bu dedektör vasıtasıyla çok sayıda ardışık imaj yani multiplanar projeksiyonlar elde edilir (Harorlı 2014).

Görüntüleme esnasında hastanın başı sabittir ve x-ışını kaynağı ile dedektör hasta etrafında eş zamanlı olarak rotasyon yapar (Harorlı 2014). Gantrinin rotasyonu esnasında x-ışın radyasyonu üretilir. Rotasyon sonucu hastadan geriye kalan atenué x-ışınları reseptöre kaydedilir. Bu kayıtlar daha sonra bilgisayar işlemcisiyle kesitsel



görüntüleri oluşturacak ham dataları oluşturur (White ve Pharoah 2014; Scarfe ve ark. 2017).

Piramidal radyasyon kaynağı ilgili bölgeye (Region of interest = ROI) ulaştıktan sonra geriye kalan rezidüel atenüe radyasyon karşı taraftaki x-ışını dedektörü üzerine yansır. X-ışın kaynağı ve dedektör, ROI'nın merkezine sabitlenmiş rotasyon merkezi etrafında döner (Scarfe ve ark. 2017). KIBT'de multiple rotasyonlar yerine, görüntülenmek istenen alanın etrafında tek bir rotasyon meydana gelir. Tek bir seferde rotasyon işleminin tamamlanması sayesinde hem hasta dozu hem de ışınlama süresi azalmış olur (Harorlı 2014; Scarfe ve ark. 2017). Işın kaynağının 180 ile 360 derecelik yay boyunca rotasyon yapmasıyla sefalometrik görüntülere benzeyen çok sıralı (multisekantal) projeksiyon görüntüleri elde edilir. Bu projeksiyon görüntüleri, temel, iskelet veya ham görüntü olarak farklı adlandırılabilen ilk ham bilgiyi oluşturur (White ve Pharoah 2014; Harorlı 2014). Kullanılan cihazın özelliklerine göre bir rotasyon esnasında 150-600 adet arasında düzlemsel görüntü elde edilir (Harorlı 2014). Her imaj volümü için hesaplanıp yapılandırılacak yüzlerce iki boyutlu görüntü serisi vardır. Bunların tamamına projeksiyon data denir (White ve Pharoah 2014; Scarfe ve ark. 2017). Projeksiyon verileri ne kadar fazla olursa görüntüden elde edilecek bilgi ve görüntü çözünürlüğü o kadar artmış olur (Harorlı 2014). Bir önceki projeksiyonu filtreleme gibi gelişmiş çözüm yolları içeren yazılımlar bu projeksiyon verilerinden üç ortogonal düzlemde görüntü oluşmasını sağlar (White ve Pharoah 2014; Pinheiro ve ark. 2017; Scarfe ve ark. 2017).

Tarama işlemi yapılırken ilk olarak görüntülenmek istenen bölgeden oldukça az radyasyon dozu kullanımıyla "rehber" ya da "scout imaj" elde etmek yanlış hasta konumlandırmasına bağlı oluşabilecek hatalı taramaları engellemiş olur.

Tarama işlemi cihazın tipine göre otururken, ayaktayken ya da supin pozisyonda elde edilir (Harorlı 2014; White ve Pharoah 2014). Bu pozisyonların kendi içinde avantaj ve dezavantajları vardır.

KIBT üniteleri veriyi hızlı alır ve bu durum multidedektör bilgisayarlı tomografiler (MDBT) ile kıyaslandığında avantaj sağlar. Çünkü MDBT ile bir hasta için harcanan zamanda KIBT ile daha çok hasta görüntülenebilir.

KIBT imaj üretiminde üç önemli bileşen vardır.

- a. X-ışın jeneratörleri
- b. X-ışın dedektörleri
- c. İmaj rekonstrüksiyonu

Günümüzde kullanılan KIBT sistemlerinin özellikleri x-ışın jeneratör ve dedektörlerindeki özel farklılıkları göstermektedir.

#### **a. X-Işın Jeneratörleri**

X-ışın jeneratörleri dedektör aktivitesine uygun olarak devamlı ya da titreşimlidir. Titreşimli dedektörlerde ışınlama zamanı tarama zamanından %50'ye yakın daha azdır.

Doz optimizasyon prensibi olan ALARA (As Low As Reasonably Achievable) kuralı gereğince KIBT ekspozür faktörleri hasta boyutları baz alınarak ayarlanmalıdır. Bu ayarlama tüp akımının, voltajının ya da her ikisinin uygun hale getirilmesiyle sağlanabilir. Bazı durumlarda zamanın da ayarlanmasıyla daha az temel imaj oluşturan daha hızlı taramalar yapılabilir. Pulsar x-ışını varlığı, ışınlama alanının genişliği ve ışınlama parametrelerindeki farklılık hasta dozunu belirlemede primer belirteçlerdir (White ve Pharoah 2014).

#### **b. İmaj Dedektörleri**

Modern KIBT ünitlerinin hepsi olmasa da çoğunda flat panel dedektörler (FPD) kullanılmaktadır. Yaygın olan flat panel konfigürasyonları sezyum iyot sintilatörü uygulanmış amorf silikondan yapılan ince bir film tabakasından oluşur. Son zamanlarda geniş komplementari metal okside semi-kondüktör (CMOS) teknoloji dizileri de kullanılmaktadır.

Flat panel dedektörler, çok sık kullanılmayan image intensifier tube/charge coupled device (IIT/ CCD) kombinasyonun kullanıldığı dedektör sistemlerine göre daha küçük piksel boyutuna sahip olduğundan yüksek geometrik çözünürlük sağlar. Flat panel dedektörlerin bir diğer avantajı da radyasyona duyarlılığının fazla olmasından dolayı daha az miktarda radyasyon kullanarak görüntü elde

edebilmesidir. Flat paneller sayesinde metal ve hareket artefaktları daha az görülür. Bütün bu olumlu özellikleri flat panellerin KIBT cihazlarında daha yaygın kullanılmasına neden olmuştur (Harorlı 2014).

Objede-dedektör mesafesinin azalması ve obje-kaynak uzunluğunun artması geometrik bulanıklığı en aza indirir. Maksillofasiyal bölgenin KIBT görüntülenmesinde dedektör pozisyonu sınırlıdır; çünkü dedektörün hasta etrafında rahatça dönebilmesi için hastadan yeteri miktarda uzakta olması gerekebilir. Objeye-kaynak mesafesinin artırılmasında da sınırlama vardır. Çünkü bu durum KIBT ünitenin hacmini de artırır. Ancak kaynak-obje mesafesinin azalması imajda magnifikasyona sebep olur. Hasta başının hareketi, kullanılan dedektördeki sintilatörün tipi ve görüntü rekonstrüksiyonu için ilave edilmiş algoritmalar potansiyel uzaysal çözünürlüğünü etkileyen diğer parametrelerdir.

Hem fokal spot hem de x-ışını kaynağının geometrik konfigürasyonu da geometrik bulanıklık derecesini belirlemede önemlidir. X-ışın tüpü ve buna bağlı KIBT ünitlerinin maliyetini esasen küçük fokal spotlu tüpler artırır (White ve Pharoah 2014).

### **Voksel Boyutu**

Uzaysal çözünürlük ve buna bağlı KIBT görüntülerindeki detay özel volüm elementlerinin (voksel) üretimiyle belirlenir. Voksel dijital volumetrik bilginin en küçük ünitesidir (White ve Pharoah 2014). BT’de kullanılan vokseller dikdörtgenler prizması şeklindeyken KIBT ünitleri her üç boyutta da eşit uzunlukta küboidal yani izotropik eşitlikli voksel çözünürlüğü sağlar. Bu sayede KIBT cihazlarında yapılan ölçümler farklı düzlemlerde aynı sonuçlar verir (Harorlı 2014). KIBT görüntülerindeki nominal voksel boyutunun temel belirleyicileri, dedektörün matriks ve piksel büyüklüğüdür. Küçük pikseli dedektörler her bir voksel başına daha az x-ışını fotonu yakalar ve sonuç olarak gürültü artar. Neticede yüksek çözünürlüklü KIBT görüntüleme diagnostik imaj kalitesini artırmaya yönelik daha yüksek doz kullanımıyla tasarlanır (White ve Pharoah 2014).

Voksel boyutunun diagnostik kaliteye etkisi üzerine in vivo ve in vitro çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Kolsuz ve ark. tarafından yapılan ve periodontal defektlerin tespitinde voksel büyüklüğünün etkisini araştıran çalışma sonucunda çalışmada

kullanılan 6 farklı voksel büyüklüğünde (0.80, 0.100, 0.125, 0.150, 0.160 ve 0.200 mm<sup>3</sup>) yapılan incelemelerde bu çözünürlükler arasında fark tespit edilememiştir. Bu sebeple olabildiğince küçük FOV kullanımıyla elde edilen görüntülerin diagnostik açıdan yeterli olduğu ve bu parametrelerde görüntü alınmasının hasta dozunu azaltmak açısından önemli olduğu vurgulanmıştır (Kolsuz ve ark. 2015).

Nikneshan ve ark. (2016) 90 adet çekilmiş diş üzerinde oluşturdukları yapay eksternal kök rezorpsiyonlarını dört farklı (0.150, 0.200, 0.250, 0.300 mm<sup>3</sup>) voksel çözünürlüğünde incelemiş ve bu görüntüler üzerinde yapılan incelemelerde farklı voksel grupları arasında diagnostik açıdan bir fark tespit edilmemiştir. Yapılan bazı çalışmalar sonucunda voksel boyutları arasında diagnoz açısından bir fark tespit edilemediğinden olabildiğince küçük FOV ve dolayısıyla voksel kullanımı ile görüntü eldesi tavsiye edilmektedir.

### **Gri Skala**

KIBT görüntülemenin atenüasyon farklılıklarını gösterebilme kapasitesi dedektörün ince kontrast farklarını yansıtabilmesiyle ilişkilidir. Var olan tüm KIBT ünitlerinde 12 bit ya da daha fazla gri skala farklılığını kaydedebilen dedektörler kullanılmaktadır. 12 bitlik bir dedektör 2<sup>12</sup> ya da 4096 gri bölgeyi gösterirken 16 bitlik bir dedektör ise 65536 gri bölgeyi görüntüler. KIBT görüntüleme bit derinliğinin artırılması mümkün olmasına rağmen bu ilave bilgi hesaplama süresini artırır ve imaj boyutlarını belirgin ölçüde yükseltir (White ve Pharoah 2014).

### **c. İmaj Rekonstrüksiyonu**

Temel projeksiyon çerçeveleri elde edildikten sonra volümetrik data seti oluşturmak için bu datanın işlenmesi gerekir. Konik ışının tek bir rotasyonu 20 saniyeden daha az sürer. Bu 100 ile 600'den daha fazla özel projeksiyon çerçevesi üretir. Bunların her birinde 1 milyon piksel ve bu piksellerde ise 12-16 bit boyutunda data vardır. Bu datalar kuboidal voksellerin birleştirildiği data setlerini oluşturmak için rekonstrüksiyon diye bilinen yazılım algoritma dizileri tarafından işlenir. Verilerin rekonstrüksiyonunun hesaplanması karmaşıktır. Veri kullanımını kolaylaştırmak için bu bilgiler bir bilgisayar vasıtasıyla elde edilir (tomografi çekilen bilgisayar) ve ethernet bağlantısı ile verilerin işlendiği bilgisayara transfer edilir

(workstation). Konvansiyonel BT görüntülemelerinden farklı olarak konik ışınlı veri rekonstrüksiyonu ofis merkezli platformu olan bilgisayarlar yerine kişisel bilgisayar tabanlıdır (White ve Pharoah 2014).

### **Uzaysal Çözünürlük**

Uzaysal çözünürlük kavramı detayların iyi bir şekilde fark edilmesini ifade eder. Uzaysal çözünürlük dedektörün nominal piksel büyüklüğü, ışın demetinin projeksiyon geometrisi, hasta skatteri, dedektör hareketin bulanıklaşması, doyma faktörleri (piksel parçalarına duyarlı toplayıcı ışıklar), fokal spot büyüklüğü ve rekonstrüksiyon algoritması ile belirlenir. Projeksiyon imajlarındaki voksel boyutu üretici firma tarafından belirlenir. Ayrıca KIBT ünitlerinde voksel boyutunu seçme imkânı da olabilir. Bu seçimler için, imaj dedektörü horizontal ve vertikal yöndeki piksel serileri üzerine bilgileri toplar ve verilerin ortalaması alınır. Bu karşılaştırma veya piksellerin düzeltilmesi sayesinde rekonstrüksiyon zamanı azalır. Bundan dolayı voksel boyutu her durum için özel olmalıdır (White ve Pharoah 2014).

### **2.8.2. Diş ve Destek Dokuların KIBT İle Görüntülenmesi**

Diş ve destek dokuların detaylı anatomisi en iyi sınırlandırılmış FOV kullanımında tespit edilir. İntraoral radyografilere benzer olarak dişler radyoopak mine tabakası, homojen bir radyoopasite sergileyen dentin, radyolüsent pulpa odası ve kanalları şeklinde görülür. Periapikal radyografilerde olduğu gibi sement genellikle görülmez. Çünkü dentin ve sement arasında kontrast farkı yoktur. KIBT taramaları üç boyutlu bilgi verdiği için dolayı bu teknik sayesinde dişlerin kök, pulpa odası ve kanal yapıları tam olarak ortaya koyulur. Böylece periapikal radyografide superpozisyon kaynaklı belirlenemeyen pulpa kanalları KIBT taramaları ile net bir şekilde yorumlanabilir.

KIBT taramaları ile kök yüzeyleri ve alveoler kemiğin kortikal tabakası arasındaki yakınlık ortaya konulur ve fenestrasyon ya da dehisens gibi anatomik farklılıklar tespit edilebilir.

Dentoalveoler yapıların görüntülenmesinde bukkolingual yönde kesitsel inceleme yapmak kullanışlıdır. Böyle bir durumda dişlerin uzun aksına paralel ilave kavisli planlar kullanılarak yeniden biçimlendirme yapılır. Panoramik

rekonstrüksiyon için de ilave kavisli düzlemlerde yeniden şekillendirme işlemi yapılabilir. Bu aynı zamanda özel kesitsel dilimleri de yorumlamak için kullanılır.

Bununla birlikte, KIBT uygulamaları periodontolojide belirgin yararlar sağlasa da incelemenin gerekliliği ve potansiyel tehlikeleri göz önünde bulundurularak sadece doğru endikasyon durumlarında kullanılmalıdır (Acar ve Kamburoğlu 2014).

Suphanantachat ve ark. (2017) yaptığı bir çalışmada periodontal tanı, prognoz, kemik içi defektin tipi ve kemik içi defektlerin tedavisinin seyri açısından intraoral radyografiler ve KIBT arasındaki toplam uyumu incelemiştir. Çalışma sonucuna göre bitewing ve paralel teknikle alınan intraoral radyografiler ile KIBT arasındaki uyum tanı, prognoz, defektin tipinin belirlenmesi ve tedavisi açısından sırasıyla %79.3, %69.5, %44,7 ve %64.2 olarak bulunmuştur. İntraoral radyografiler ve KIBT arasında periodontal rejenerasyonun değerlendirilmesinde anlamlı farklılık tespit edilmiştir (%43,3). KIBT tüm değerlendirmelerde intraoral radyografilerden daha üstün bulunmuştur.

Konvansiyonel radyografileri inceleyen bir çalışmada, bu yöntemlerin var olan furkasyon tutulumlarının sadece %22'sini teşhis edebildiğini belirlenmiştir (Ross ve Thompson 1980). Walter ve ark. (2010) maksiller molar furkasyon tutulumlarının KIBT ile değerlendirmesinin önemli ölçüde gerçeğe yakın sonuçlar verdiğini ve KIBT'nin furkasyon tutulumunun kesin tahmini ve sınıflandırılmasının yanı sıra kök morfolojilerinin görselleştirilmesini de sağladığını bildirmişlerdir.

Bois ve ark. (2012) konvansiyonel ve dijital periapikal radyografiler, panoramik radyografiler, konvansiyonel BT'ler ve son olarak KIBT olmak üzere periodontal problemlerin teşhisinde kullanılan görüntüleme yöntemlerini gözden geçirmişlerdir. Bununla birlikte periodontal defektlerin değerlendirilmesi, furkasyon tutulumlarının tespiti ve periodontal rejenerasyonun takibinde KIBT kullanımını tartışmışlar ve çalışma sonucunda klinik bir endikasyon yoksa, KIBT periodontal problemlerin değerlendirilmesi için rutin olarak kullanılmamalıdır sonucuna varmışlardır. Bununla birlikte Aljehani ve ark. (2014) yaptığı çalışmada kemik kalitesi ve periodontal ligamanet alanının en iyi konvansiyonel intraoral radyografide görüntülenebildiği tespit edilirken, kemik defektleri, krater varlığı ve furkasyon

tutulmaları gibi patolojilerin tespitinde KIBT'nin daha üstün olduğunu göstermişlerdir.

### **2.8.3. Maksillofasiyal Bölgede Kullanılan Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantaj ve Dezavantajları**

KIBT cihazları sayesinde üç boyutlu anatomik yapıların iz düşümü süperpozisyon oluşmadan elde edilir. Her bir anatomik bölgeden istenilen kesit ve kalınlıkta görüntüler oluşturulabilir (Harorlı 2014). KIBT görüntüleri üzerinde yeniden oluşturulan panoramik imajlarda distorsiyon ve magnifikasyon oluşmaz (Acar ve Kamburoğlu 2014).

KIBT cihazları boyut, maliyet, kullanılan hasta dozu ve tarama süresi açısından BT'lere göre oldukça avantajlıdır (Harorlı 2014). Cihazın hasta etrafında yaptığı tek bir rotasyon temel projeksiyon görüntülerinin elde edilmesi için yeterlidir (Agrawal ve ark. 2012; Acar ve Kamburoğlu 2014). BT sistemlerinde görüntü elde edebilmek için cihazın hasta etrafında çoklu rotasyon yapması gerekir. Bu nedenle KIBT cihazlarında kullanılan radyasyon dozu BT'lere göre oldukça düşüktür (Scarfe ve ark. 2006). Bununla birlikte KIBT taramaları esnasında görüntülemek istediğimiz alana uygun küçük FOV seçme imkânı ve röntgen ışınlarının ilgili alana paralel halde gönderilmesi de etkin radyasyon dozunu düşürür (Scarfe ve ark. 2006; Agrawal ve ark. 2012; Acar ve Kamburoğlu 2014).

KIBT ünitelerindeki submilimetrik izotropik vokseller sayesinde diş ve kemik gibi yüksek yoğunluklu dento-maksillofasiyal yapılarda yüksek ölçüm hassasiyetinde inceleme yapılabilir (Scarfe ve ark. 2006; Acar ve Kamburoğlu 2014; Harorlı 2014).

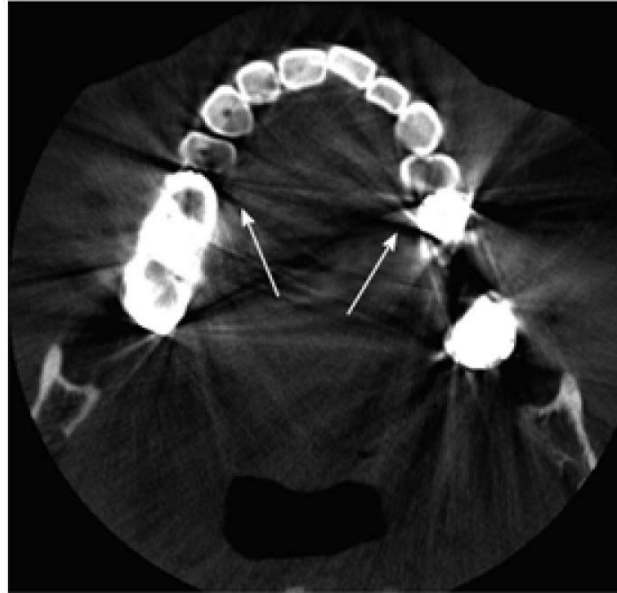
Klasik BT'lerde elde edilen görüntüler üzerinde çalışma yapabilmek için görüntülerin özel hazırlanmış programlara aktarılması ve işlenmesi gerekir. Bu durum ilave ekipman gereksinimi ve zaman kaybına neden olur. Oysa KIBT görüntülerinin incelenmesi ve yorumlanması için herhangi bir ek donanıma gerek yoktur.

KIBT sistemleri iki boyutlu görüntüleme ile karşılaştırıldığında kurulum için gerekli maliyet ve etkin hasta dozu oldukça yüksektir. Bununla birlikte çözünürlüğü intraoral radyografilerden düşüktür (Acar ve Kamburoğlu 2014).

KIBT cihazlarında kullanılan küçük boyutlu dedektörler görüntülenecek alanın boyutunu sınırlar. Bu durum daha büyük alanlar görüntülenmek istendiğinde dezavantaj oluşturur (Harorlı 2014).

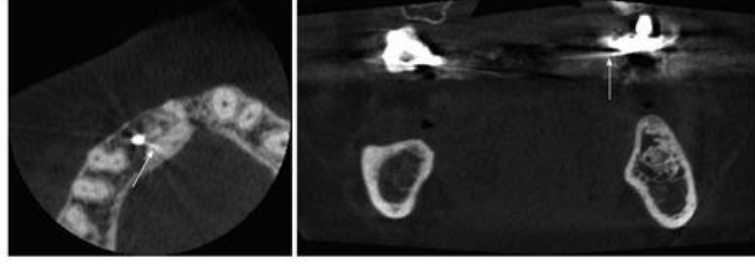
KIBT ünitelerinde kullanılan ışın demetinin şekli nedeniyle bu cihazlarda oluşan skatter radyasyon miktarı BT cihazlarına göre daha fazladır (Acar ve Kamburoğlu 2014).

KIBT görüntülemenin önemli bir limitasyonu metal restorasyonlar, kök kanal dolgu malzemeleri ve implantların neden olduğu taranan nesneden bağımsız olarak oluşan artefakt varlığıdır. Taranan alanda metalik obje bulunması durumunda görüntülerin genel kalitesini etkileyen koyu bölgeler ve bu objelerin etrafında çizgilenmeler oluşur. Streak artefakt olarak adlandırılan bu görüntü kusurunda metalik cisimden yayılan hiperdens alanlar oluşur (Scarfe ve ark. 2006; Acar ve Kamburoğlu 2014). Yüksek yoğunluklu yapılara bitişik oluşan ve koyu bantlar şeklinde görünen ışın sertleştirme artefaktı da patolojiyi taklit edebilir ( Scarfe ve ark. 2006; de-Azevedo-Vaz ve ark. 2013; Acar ve Kamburoğlu 2014).



**Resim 2.1.** Metalik restorasyona bağlı oluşan “ışın sertleşmesi” artefaktı okla gösterilmiştir (Acar ve Kamburoğlu 2014).





**Resim 2.2.** Metalik restorasyona bağlı oluşan “streak artefakt” okla gösterilmiştir (Acar ve Kamburoğlu 2014).

KIBT cihazlarında, görüntüleme alanının farklı bölgelerindeki benzer yapılar konik ışının etkisine bağlı olarak BT’lerde kullanılan Hounsfield Skalası’na göre farklı Hounsfield değerleri verir. Bu durum KIBT görüntüleri üzerinde Hounsfield nitesi değerlendirmesinin yapılamamasına neden olur. KIBT nitelerinin kontrast znrlğ ve yumuşak doku görüntüleme kapasitesi BT’lere göre düşüktür. Buna rağmen KIBT’ler lezyonun içeriğini dansitometrik analiz sayesinde kistik mi yoksa tümöral bir oluşum mu olduğuna dair bilgi verebilir (Acar ve Kamburoğlu 2014; Harorlı 2014).

## 2.9. Amaç

Çalışmamızda kadavralara ait maksilla ve mandibula’lar üzerinde yapılan ölçümlerle aynı kuru kafalardan elde edilen KIBT görüntüleri üzerinde yapılan doğrusal ölçümler ve bitewing radyografiler üzerinde yapılan doğrusal ölçümlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bununla birlikte kuru kafalar üzerinde tespit edilen fenestrasyon tipi defektlerin iki farklı voksel znrlğnde elde edilen görüntüler üzerinde tespit edilebilirliği de araştırılmıştır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Necmettin Erbakan Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Ana Bilim Dalı bünyesinde yer alan kadavralara ait 4 adet maksillar kemik ve 6 adet mandibular kemik kullanılarak yapılmıştır. Çalışmamızda kuru kafalar üzerinde yapılan direkt ölçümlerle KIBT ve intraoral radyografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır. Bu amaçla kuru kafalar üzerinde bulunan toplam 60 adet posterior dişin bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeilerindeki toplam 240 adet periodontal defekt ölçülmüştür. Bu defektlerin ölçümü dijital kumpas yardımıyla mine-sement sınırı baz alınarak iki gözlemci tarafından yapılmış ve kayıt altına alınmıştır. Bununla birlikte ilgili kuru kafaların alveolar kemiklerinde bulunan fenestrasyon tipi defektler de incelenmiştir. Kuru kafalar üzerinde fenestrasyon tipi defektin tespit edilen bölgeler “defekt var”, tespit edilmeyen bölgeler ise “defekt yok” olarak kodlanmıştır. Aynı şekilde fenestrasyon tipi defekt varlığı iki farklı ışınlama parametresi kullanılarak elde edilen tomografik görüntüler üzerinde de incelenmiştir.

Kuru kafalardaki periodontal defektlerin ölçümünü yapabilmek için anatomik olarak rehber alınacak nokta çalışma açısından oldukça önem taşımaktaydı. Bu nedenle periodontal kayıpların tespitinde yaygın olarak kullanılan ve kolayca tespit edilebilecek bir nokta olan anatomik kronu anatomik kök bölgesinden ayıran servikal çizgi seçilmiştir.

#### 3.1. Etik Kurul Onayı

Çalışma protokolü Helsinki Bildirgesi’ndeki tüm düzenleme ve revizyonları içerecek şekilde tanımlanan prensiplere uygun ortaya konulmuştur. Kullanılan dataya erişim sadece sorumlu araştırmacılar ile sınırlandırılmıştır.

171924004 proje numaralı çalışmamız, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurulu tarafından 09/08/2017 tarihinde 2017/08 sayılı toplantı ile değerlendirilmiş ve etik olarak uygunluğu onaylanmıştır (Bkz Ek A).

### 3.2. Kuru Kafa Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamızda Necmettin Erbakan Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Ana Bilim Dalı bünyesinde yer alan kadavralara ait dört adet maksilla ve altı adet mandibula kullanılmıştır. İlgili kuru kafalar üzerinde bulunan 60 adet premolar ve molar dişin bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeyinde bulunan toplam 240 alveoler kemik kaybı mine-sement birleşim çizgisi baz alınarak dijital kumpas yardımıyla ölçülmüştür. Hem direkt ölçümler hem de elde edilen görüntüler üzerinde yapılacak ölçümlerde her defasında servikal çizgi üzerindeki aynı noktadan ölçüm yapabilmek için incelenecek dişlerin bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeylerine radyoopak olma avantajından dolayı küçük gutta perka parçaları yapıştırılmıştır. Kuru kafalar üzerinde yapılan bu ölçümler çalışmamızın altın standardı olarak kabul edilmiştir. Bununla birlikte kuru kafalar üzerinde yer alan fenestrasyon tipi defektlerin varlığı incelenmiştir. Kuru kafalar üzerinde tespit edilen fenestrasyon tipi defektler fenestrasyon gözlenen bölgelerde “var” olarak, fenestrasyon izlenmeyen bölgelerde ise “yok” olarak kodlanmıştır. Kuru kafalar üzerinde yapılan incelemeler altın standart olarak kabul edilmiş ve her iki voksel çözünürlüğünde elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda kullanılacak olan intraoral radyografi ve KIBT taramalarındaki ölçümlerin hasta üzerinde yapılan taramaları taklit edebilmesi açısından yumuşak doku simulasyonu sağlayabilmesi için ölçüm yapılacak çenelerdeki dişli bölgeler iki kat pembe modelaj mumuyla kaplanmıştır.



**Resim 3.1.** Çalışmamızda kullandığımız kuru kafa örneği.



**Resim 3.2.** Çalışmamızda kullandığımız kuru kafa örneklerinin yumuşak doku simülasyonu sağlanması açısından iki kat pembe modelaj mumuyla kaplanması.



**Resim 3.3.** Tekrarlı ölçümlerde aynı referans noktasının kullanılması amacıyla dişler üzerinde ölçüm yapılacak noktalara gutta perka parçalarının yapıştırılması.



**Resim 3.4.** Tekrarlı ölçümlerde aynı referans noktasının kullanılması amacıyla dişler üzerinde ölçüm yapılacak noktalara gutta perka parçalarının yapıştırılması.



**Resim 3.5.** Tekrarlı ölçümlerde aynı referans noktasının kullanılması amacıyla dişler üzerinde ölçüm yapılacak noktalara gutta perka parçalarının yapıştırılması.

### **3.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazında Kuru Kafaların Konumlandırılması**

Çalışmamızda yaptığımız KIBT taramaları 3D Accuitomo 170 (J Morita, Kyoto, Japan) cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kuru kafalar ahşap bir zemin üzerine sabitlenerek Frankfurt düzlemi yere paralel olacak şekilde konumlandırılıp taramalar yapılmıştır.



**Resim 3.6.** Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.



**Resim 3.7.** Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.





**Resim 3.8.** Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.



**Resim 3.9.** Kuru kafaların KIBT cihazında konumlandırılması.



### 3.4. Kuru Kafaların Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ve Bitewing Radyografiler İle Görüntülenmesi

İlk olarak kuru kafalar 170.250;170.250 x 121.000;121.000 mm<sup>2</sup> FOV'da 90.0 kVp ve 5.0 mA, 0.250;0.250 x 0.250;0.250 x 0.250;0.250 mm<sup>3</sup> voksellik görüntüleme parametreleri kullanılarak 17,5 saniye taranmıştır. Ardından farklı vokselle boyutunun görüntü kalitesine etkisini incelemek amacıyla 80.160;80.160 x 80.640;80.640 mm<sup>2</sup>'lik FOV'da 90.0 kVp, 5.0 mA 0.160;0.160 x 0.160;0.160 x 0.160;0.160 mm<sup>3</sup> vokselle boyutunda 17,5 saniyede ikinci tarama görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen bu veriler 27 inç'lik ekranda 0.960 mm'lik kesitlerde kaydedilmiştir. İncelenecek her bir diş için aksiyal, sagittal ve cross-sectional (kesitsel) imajlar ayrı ayrı rekonstrükte edilmiş ve 0.5 mm'lik kesitlerde kaydedilmiştir.

KIBT görüntülerine ek olarak, bir dizi dijital intraoral bitewing görüntü elde edilmiştir. Radyografiler Veraview X Type R İntraoral Dijital Görüntüleme Cihazı (J. Morita Corp., Kyoto, Japan) ve Digora Soredex Fosfor Plak Tarayıcı (Soredex Medical Systems, Helsinki, Finlandiya) kullanılarak 70 kVp, 8 mA ile elde edilmiştir. İntraoral görüntülemelerde bitewing yöntemi kullanılmıştır. Bu tekniğin kullanımıyla görüntülerde oluşacak geometrik bozulmanın en aza indirilmesi amaçlanmıştır.



**Resim 3.10.** Bitewing görüntüleme esnasında kuru kafaların konumlandırılması.

### 3.5. Ölçüm Yapılan Ekranın Özellikleri

Çalışmamızda 3.25 Gb RAM, Windows XP™ Professional işletim sistemi ve 2.560 x 1.600 piksel çözünürlüğe sahip 27 inç'lik flat panel renkli ekranı (Dell U2711H™) olan 2.66 GHz Intel Xeon PC kullanılmıştır. Çalışmamızda elde ettiğimiz taramalar i- Dixel™ 2.0 3D görüntüleme yazılımı (J. Morita Europa GmbH) kullanılarak değerlendirilmiştir.

### 3.6. Analizde Değerlendirilen Parametreler

Çalışmamızda incelenecek olan periodontal defektler, ölçümlerin standardizasyonunun sağlanması açısından dişli bölgeler ile sınırlandırılmıştır. Her bir dişin bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeylerindeki toplam 240 adet defekt ayrı veriler olarak değerlendirilmiştir. Kuru kafaların farklı voksel boyutlarında elde edilen tomografik görüntüleri ve bitewing radyografilerle elde edilen iki boyutlu görüntüleri iki gözlemci tarafından yine mine-sement sınırı baz alınarak ilgili bölgedeki gutta perkanın düşey hattıyla servikal çiziginin keşistiği noktadan itibaren ikişer kez ölçülmüş ve bu ölçümler altın standart olarak kabul edilmiştir. Gözlemcilerin kendi iki ölçümleri arasında 14 gün ara verilmiştir. Gözlemcilerin ikinci ölçümleri birinci ölçümlerine tamamen kör olarak yapılmıştır. Bununla birlikte kuru kafalar üzerinde yer alan fenestrasyon tipi defektlerin varlığı da incelenmiştir. İncelenen alanlarda tespit edilen fenestrasyon tipi defektler gözlemciler tarafından “var” olarak, fenestrasyon izlenmeyen bölgeler ise “yok” olarak kodlanmıştır. Aynı şekilde her iki voksel çözünürlüğünde elde edilen tomografik görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonuçları “var” ya da “yok” olarak kodlanmıştır. Kuru kafalar üzerinde yapılan incelemeler altın standart olarak kabul edilmiş ve her iki voksel çözünürlüğünde elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Kuru kafalardan farklı voksel boyutlarında elde edilen tomografik görüntüler ve bitewing radyografilerle elde edilen iki boyutlu görüntüler, biri alanında uzman olan iki gözlemci tarafından ikişer kez yine mine-sement sınırı baz alınarak ilgili bölgedeki gutta perkanın düşey hattıyla servikal çiziginin keşistiği noktadan ölçülmüştür. Gözlemcilerin kendi ölçümleri arasında 14 gün ara verilmiştir. Gözlemcilerin ikinci ölçümleri birinci ölçümlerine tamamen kör olarak yapılmıştır. Yine hem tomografiler hem de bitewing radyografiler üzerinde yapılan

incelemelerde her iki gözlemci, ölçümlerini birbirlerinin ölçümlerine tamamen kör olarak yapmıştır.

### 3.7. Araştırmada Kullanılan İstatistiksel Yöntem

Çalışmamızda yer alan istatistiksel yöntemler şunlardır:

**i.** KIBT verilerin ölçümleri biri alanında uzman olan iki gözlemci tarafından yapılmış ve yapılan ölçümler arasında istatistiksel fark tespit edilemediğinden birinci gözlemcinin ölçümleri esas alınmıştır.

**ii.** Veriler SPSS 20.0 (SPSS, Chicago, IL, USA) programı ile değerlendirilmiştir.

**iii.** Tanımlayıcı ölçümler hesaplanmıştır. Kategorik veriler frekans ve yüzde oranı, sayısal veriler ise ortalama  $\pm$  SS kullanılarak tablolar yardımıyla sunulmuştur.

**iv.** Sürekli sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile analiz edilmiştir.

**v.** Değişkenlere ait dağılımların genel olarak normal dağılıma uymadığı görülmüştür.

**vi.** Ölçümlerin karşılaştırılması için Wilcoxon işaretli sıra sayılar testi kullanılmıştır.

**vii.** Kategorik ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması için McNemar testi kullanılmış ve Kappa istatistiği hesaplanmıştır.

**viii.** Sonuçlar ilgili grafikler ile görselleştirilmiştir.

**ix.** Analizlerin tamamında tip-I hata değeri %5 alınarak  $p < 0,05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamız 4 adet maksillar kemik ve 6 adet mandibular kemik kullanılarak yapıldı. Çalışmamızda kuru kafalar üzerinde yapılan direkt ölçümlerle KIBT ve intraoral radyografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler karşılaştırıldı. Bu amaçla kuru kafalar üzerinde bulunan 60 adet posterior dişin bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeylerindeki 240 adet periodontal defekt ölçüldü. Bu defektlerin ölçümü dijital kumpas yardımıyla mine-sement sınırı baz alınarak iki gözlemci tarafından ikişer hafta arayla iki kez yapıldı ve kayıt altına alındı. Gözlemciler arası farklılıklar hesaplandı ve istatistiksel olarak fark tespit edilmedi (Tablo 3.1., 3.2., 3.3.). Bu nedenle ilk gözlemcinin yaptığı ölçümler dikkate alındı. Birinci gözlemcinin kuru kafalar üzerinde yaptığı direkt ölçümler altın standart olarak kabul edildi. Bununla birlikte kuru kafalar üzerinde yer alan fenestrasyon tipi defektlerin varlığı da incelendi. İncelenen alanlarda tespit edilen fenestrasyon tipi defektler gözlemciler tarafından “var” olarak kodlandı. Fenestrasyon izlenmeyen bölgeler ise “yok” olarak kodlandı. Aynı şekilde her iki voksel çözünürlüğündeki tomografik görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonuçları “var” ya da “yok” olarak kodlandı. Kuru kafalar üzerinde yapılan incelemeler altın standart olarak kabul edildi ve her iki voksel çözünürlüğünde elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldı.

**Tablo 3.1.** Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.

Ölçümler	Wilcoxon <i>p</i>	Intraclass Korelasyon (Cronbach's alpha) ICC
Kuru Kafalar Üzerinde Yapılan Bukkal Ölçümler	0.152	0.995
Kuru Kafalar Üzerinde Yapılan Lingual Ölçümler	0.635	0.983
Kuru Kafalar Üzerinde Yapılan Mesial Ölçümler	0.212	0.991
Kuru Kafalar Üzerinde Yapılan Distal Ölçümler	0.883	0.982

Bitewing radyografiler üzerinde yapılan mesial ve distal yüzeydeki ölçümler ile her iki voksel çözünürlüğünde elde edilen görüntüler üzerinde aynı bölgelerden yapılan ölçümlerle ve kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerle karşılaştırıldı (Şekil 3.3., 3.4. ve Tablo 3.5.). Bununla birlikte 0.160 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlüğündeki görüntüler ve 0.250 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlüğündeki görüntüler üzerinde yapılan bukkal ve lingual ölçümler de kendi aralarında ve kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerle karşılaştırıldı (Şekil 3.1., 3.2. ve Tablo 3.5.). Tüm ölçümler iki gözlemci tarafından iki hafta arayla ikişer kez yapıldı. Gözlemciler arası farklılıklar hesaplandı ve istatistiksel olarak fark tespit edilemedi (Tablo 3.3 ve Tablo 3.4). Bu nedenle ilk gözlemcinin yaptığı ölçümler dikkate alındı. Birinci gözlemcinin kuru kafalar üzerinde yaptığı direkt ölçümler altın standart olarak kabul edildi.

**Tablo 3.2.** 0.160 mm<sup>3</sup> voksel büyüklüğündeki tomografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.

Ölçümler	Wilcoxon <i>p</i>	Intraclass Korelasyon (Cronbach's alpha) ICC
0.160 mm <sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Bukkal Ölçümler	0.152	0.995
0.160 mm <sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Lingual Ölçümler	0.635	0.983
0.160 mm <sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Mesial Ölçümler	0.212	0.991
0.160 mm <sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Distal Ölçümler	0.883	0.982

**Tablo 3.3.** 0.250 mm<sup>3</sup> voksel büyüklüğündeki tomografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.

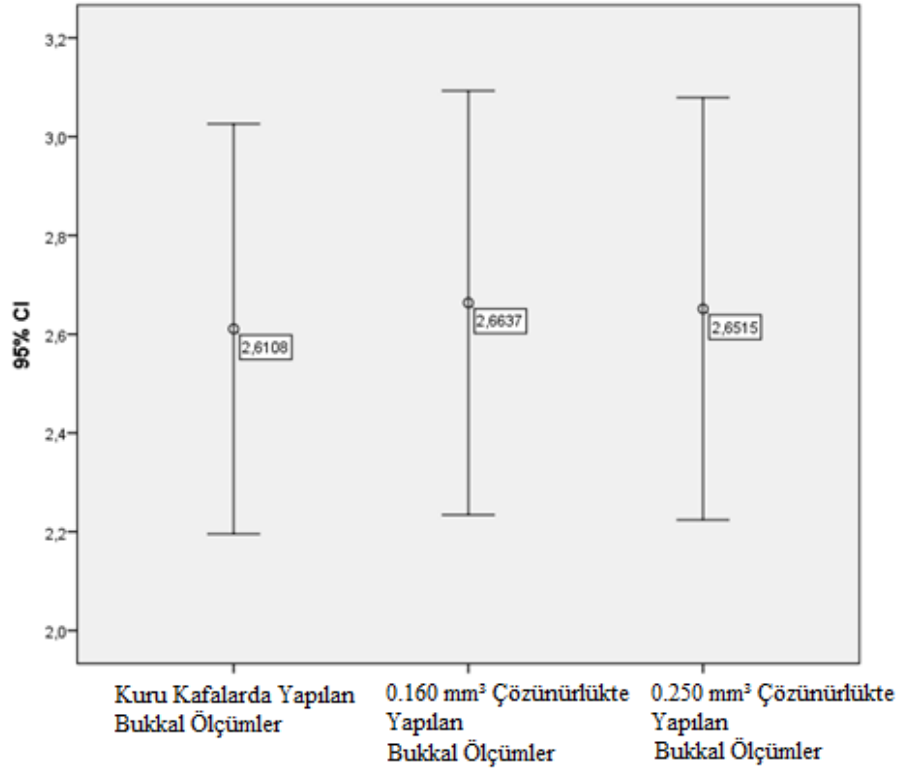
<b>Ölçümler</b>	<b>Wilcoxon <i>p</i></b>	<b>Intraclass Korelasyon (Cronbach's alpha) ICC</b>
<b>0.250 mm<sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Bukkal Ölçümler</b>	0.548	0.959
<b>0.250 mm<sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Lingual Ölçümler</b>	0.177	0.939
<b>0.250 mm<sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Mesial Ölçümler</b>	0.438	0.950
<b>0.250 mm<sup>3</sup> Voksel Çözünürlükte Yapılan Distal Ölçümler</b>	0.058	0.853

**Tablo 3.4.** Bitewing radyografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde gözlemciler arası uyumu gösteren istatistiksel analiz.

<b>Ölçümler</b>	<b>Wilcoxon <i>p</i></b>	<b>Intraclass Korelasyon (Cronbach's alpha) ICC</b>
<b>Bitewing Radyografiler Üzerinde Yapılan Mesial Ölçümler</b>	0.095	0.853
<b>Bitewing Radyografiler Üzerinde Yapılan Distal Ölçümler</b>	0.062	0.950

Bukkal yüzeyde yapılan ölçümler için;

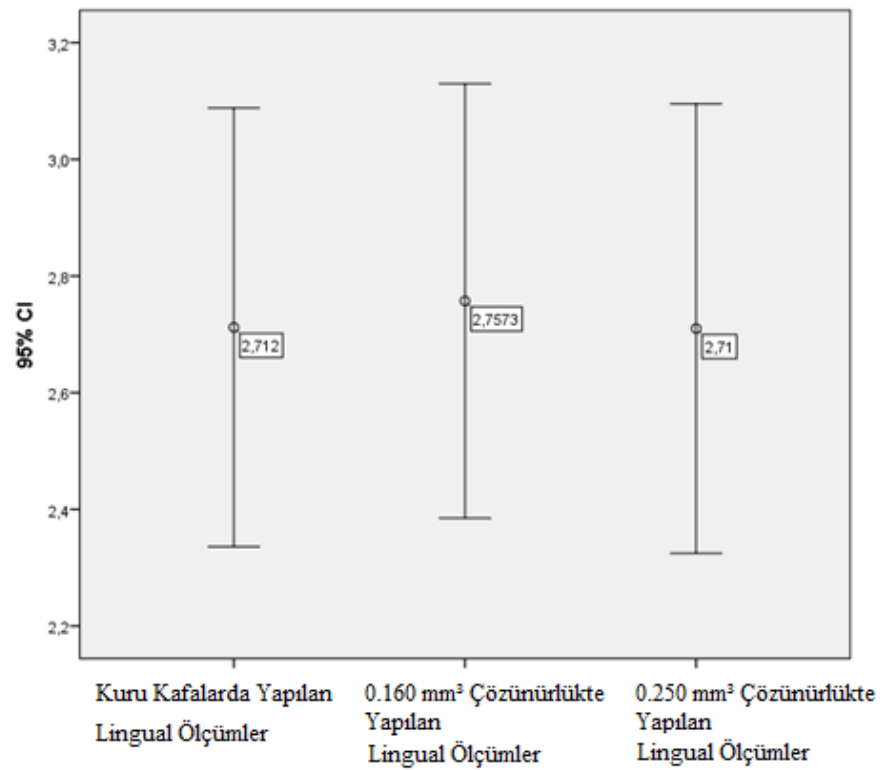
- Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerin ortalaması  $2,61 \pm 1,60$  mm,
- $0.160 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükte yapılan ölçümlerin ortalaması ise  $2,66 \pm 1,66$  mm,
- $0.250 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlüklü görüntüler üzerinde yapılan ölçümlerin ortalaması  $2,65 \pm 1,65$  mm olarak hesaplandı. Her iki voksel çözünürlüğünde yapılan bukkal defekt ölçümleri ile kuru kafalar üzerinde yapılan standart ölçümler arasında anlamlı fark tespit edilmedi (Şekil 3.1 ve Tablo 3.5).
- Kuru kafalar üzerinde bukkal yüzeyde yapılan ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükte yapılan ölçümler arasındaki korelasyon katsayısı  $r = 0.984$ ;  $0.250 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükte ise  $r = 0.974$  olarak hesaplandı.



**Şekil 3.1.** Kuru kafalar üzerinde bukkal yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  ve  $0.250 \text{ mm}^3$  çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki bukkal yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler.

Lingual yüzeyde yapılan ölçümler için;

- Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerin ortalaması  $2,71 \pm 1,45$  mm,
- $0.160 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükteki lingual defektlerin ölçüm ortalaması  $2,75 \pm 1,44$  mm,
- $0.250 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlüklü görüntüler üzerinde yapılan lingual defektlerin ortalaması  $2,71 \pm 1,49$  mm olarak hesaplandı.
- Hem  $0.160 \text{ mm}^3$  hem de  $0.250 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükte lingual defekt ölçümü ile kuru kafalar üzerinde yapılan lingual defekt ölçümleri arasında anlamlı fark saptanmadı (Şekil 3.2 ve Tablo 3.5).
- Kuru kafalar üzerinde yapılan lingual ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükte yapılan ölçümler arasındaki korelasyon katsayısı  $r = 0.959$ ;  $0.250 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükteki görüntüler arasındaki korelasyon katsayısı ise  $r = 0.988$  olarak hesaplandı.

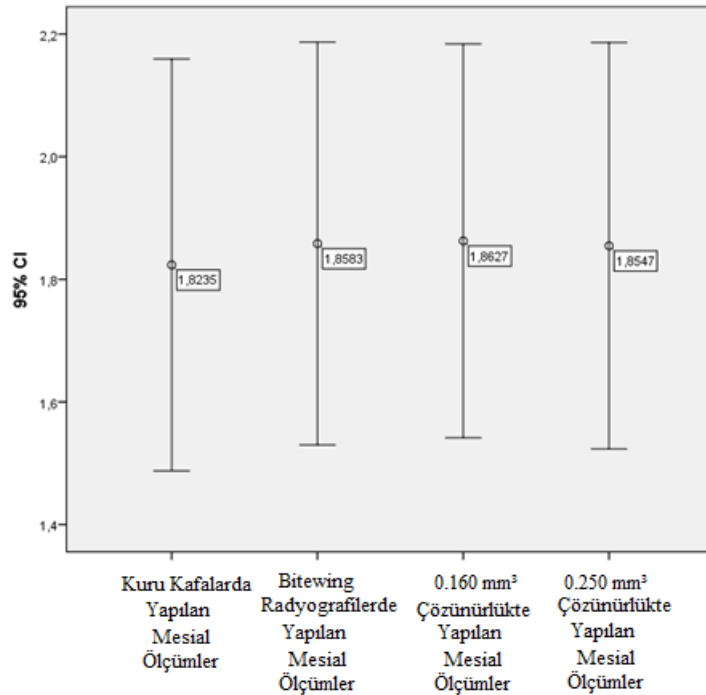


Şekil 3.2. Kuru kafalar üzerinde lingual yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  ve  $0.250 \text{ mm}^3$  çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki lingual yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler.



Mesial yüzeyde yapılan ölçümler için;

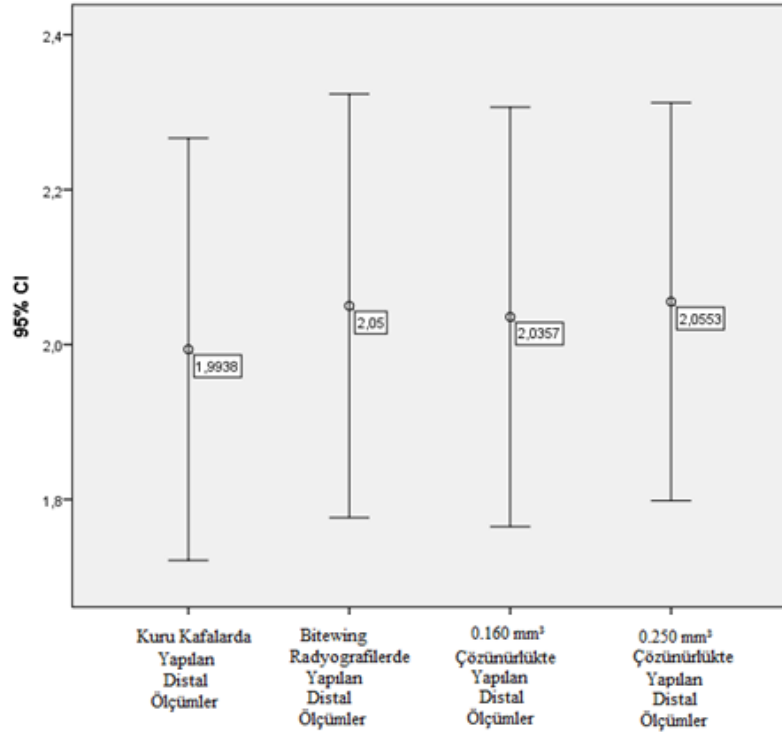
- Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerin ortalaması  $1,82 \pm 1,30$  mm,
- $0,160$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlüklü görüntüler üzerinde yapılan mesial defektlerin ölçüm ortalaması  $1,86 \pm 1,24$  mm,
- $0,250$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlüklü görüntüler üzerinde yapılan mesial defektlerin ölçüm ortalaması  $1,85 \pm 1,28$  mm olarak hesaplandı.
- Bitewing radyografiler üzerinde yapılan mesial ölçümlerin ortalaması ise  $1,85 \pm 1,27$  mm olarak ölçüldü Yapılan analiz sonucuna göre kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerle bitewing radyografiler ve her iki voksel boyutundaki tomografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Şekil 3.3 ve Tablo 3.5).
- Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerle  $0,160$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte yapılan ölçümler arasındaki korelasyon katsayısı  $r = 0,982$  olarak,  $0,250$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte yapılan ölçümlerde ise  $r = 0,978$  olarak hesaplandı.



Şekil 3.3. Kuru kafalar üzerinde mesial yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0,160$  mm<sup>3</sup> ve  $0,250$  mm<sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki mesial yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler.

Distal yüzeyde yapılan ölçümler için;

- Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerin ortalaması  $1,99 \pm 1,05$  mm,
- $0.160$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlüklü görüntüler üzerinde yapılan distal defektlerin ölçüm ortalaması  $2,03 \pm 1,04$  mm,
- $0.250$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlüklü görüntüler üzerinde yapılan distal defektlerin ölçüm ortalaması  $2,05 \pm 0,99$  mm olarak hesaplandı.
- Bitewing radyografiler üzerinde yapılan distal yüzey ölçümlerinin ortalaması ise  $2,05 \pm 1,05$  mm olarak ölçüldü. Yapılan analiz sonucuna göre kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerle bitewing radyografiler ve her iki voksel boyutundaki tomografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Şekil 3.4 ve Tablo 3.5).
- Kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerle  $0.160$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte yapılan ölçümler arasındaki korelasyon katsayısı  $r = 0.969$  olarak,  $0.250$  mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte yapılan ölçümlerle ise  $r = 0.934$  olarak hesaplandı.



**Şekil 3.4.** Kuru kafalar üzerinde distal yüzeyde yapılan direkt ölçümlerle  $0.160$  mm<sup>3</sup> ve  $0.250$  mm<sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntülerdeki distal yüzey ölçümlerine ait ortalama değerler.

**Tablo 3.5.** Dişlere ait ölçümler ve karşılaştırma sonuçları.

<b>Bölge</b>	<b>Ortalama±SS</b>	<b>Medyan</b>	<b><i>p</i></b>
Kuru kafalar üzerinde yapılan bukkal ölçümler	2,61±1,60	2,26	
0.160 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	2,66±1,66	2,31	0,229
0.250 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	2,65±1,65	2,25	0,388
Kuru kafalar üzerinde yapılan lingual ölçümler	2,71±1,45	2,34	
0.160 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	2,75±1,44	2,50	0,292
0.250 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	2,71±1,49	2,35	0,795
Kuru kafalar üzerinde yapılan mesial ölçümler	1,82±1,30	1,50	
Bitewing görüntüleri	1,85±1,27	1,60	0,233
0.160 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	1,86±1,24	1,50	0,108
0.250 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	1,85±1,28	1,60	0,422
Kuru kafalar üzerinde yapılan distal ölçümler	1,99±1,05	1,82	
Bitewing görüntüleri	2,05±1,05	2,00	0,547
0.160 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	2,03±1,04	2,02	0,213
0.250 mm <sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri	2,05±0,99	2,00	0,229

Kafa kemikleri üzerindeki fenestrasyon defektlerinin saptanması için de 0.160 mm<sup>3</sup> ve 0.250 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte inceleme yapıldı. Gözlemciler kuru kafalar üzerindeki fenestrasyon defekti varlığını inceledi ve sonucu “var” ve “yok” şeklinde dikotom olarak kodladı. Bu sonuçlar altın standart olarak kabul edildi. Bu sonuçlarla 0.160 mm<sup>3</sup> ve 0.250 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte yapılan inceleme sonuçları karşılaştırıldı. 0.160 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte fenestrasyon varlığının tespitinde yalnızca bir dişte (%2) uyumsuzluk vardı. Kappa uyum katsayısı 0,946 (p<0,001) olduğundan gözlemciler arası uyumun üst düzeyde olduğu anlaşıldı. Bu nedenle birinci gözlemcinin tespitleri altın standart olarak kabul edildi. 0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlükte yapılan inceleme sonucu ile gözlemcinin yaptığı inceleme arasında hiçbir fark bulunmadı. Kappa değeri 1,0 (p<0,001) bulunduğundan uyumun tam olduğu anlaşıldı. Hem kuru kafalar üzerinde yapılan direkt incelemeler hem de tomografik görüntülerin incelenmesi sonucunda 49 dişte yok (%100), 11 dişte ise var (%100) sonucuna ulaşıldı. 0.160 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte fenestrasyon defektinin tespit edilebilirliğine göre duyarlık oranı %100, özgüllük oranı ise %97,9 olarak hesaplandı. Yanlış negatif 0 iken yanlış pozitif %2,04 olarak bulundu. 0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlükte ise fenestrasyon defektlerinin tespit edilebilirliğine göre duyarlık ve özgüllük oranları %100 olarak hesaplandı (Tablo 3.6).

**Tablo 3.6.** 0.160 mm<sup>3</sup> ve 0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntülerinde tespit edilen fenestrasyon tipi defekt varlığı ve uyum katsayıları.

		<b>Gözlemci fenestrasyon N (%)</b>			
		<b>Yok</b>	<b>Var</b>	<b>Kappa</b>	<b>p</b>
<b>0.160 mm<sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri</b>	<b>Yok</b>	49 (100)	0 (0)	1,000	<b>&lt;0,001*</b>
	<b>Var</b>	0 (0)	11 (100)	<b>McNemar</b>	<b>1,000</b>
<b>0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlüklü KIBT görüntüleri</b>	<b>Yok</b>	48 (98)	0 (0)	0,946	<b>&lt;0,001*</b>
	<b>Var</b>	1 (2)	11 (100)	<b>McNemar</b>	<b>1,000</b>

## 5. TARTIŞMA

Oral kavite hastalıkları içinde en yaygın görülen patoloji periodontitis olduğundan (Scaf ve ark. 2007; Newman ve ark. 2011) çalışmamızda periodontal defektlerin tanısına yönelik çeşitli metotların karşılaştırılması planlanmıştır. Bu amaçla kuru kafalar üzerinde yapılan direkt ölçüm ve incelemelerle KIBT ve intraoral radyografi görüntüleri üzerinde yapılan ölçüm ve incelemeler karşılaştırılmıştır. Çalışmada kullandığımız kuru kafalar üzerinde bulunan 60 adet posterior dişin bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeilerindeki toplam 240 adet periodontal defekt ölçülmüştür. Bu defektlerin ölçümü dijital kumpas yardımıyla mine-sement sınırı baz alınarak iki gözlemci tarafından yapılmıştır. Bununla birlikte kuru kafaların alveol kemikleri üzerinde yer alan fenestrasyon tipi defektler de her iki voksel büyüklüğündeki görüntüler üzerinde incelenmiştir. Yapılan analiz sonucu iki gözlemcinin yaptığı ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı tespit edilmiş ve birinci gözlemcinin ölçüm ve tespitleri analizlerde kullanılmıştır. Elde edilen analiz sonuçlarına göre periodontal defekt varlığı ve boyutunun tespitinde kullanılan görüntüleme yöntemleri arasındaki fark hesaplanmıştır.

Periodontal hastalık ataçman kaybı, alveoler kemik yıkımı ve ardından da ilgili dişlerde mobilite oluşmasına yol açar ve daha sıklıkla molar dişler etkilenir. Periodontal bölgenin hem yumuşak hem de sert doku elemanlarının değerlendirilmesi periodontal hastalık varlığının tanısasal temelini oluşturur ve hekimi ilgili patolojiye yönelik spesifik tedavi yaklaşımlarına yönlendirebilir. Özellikle kemik kaybının yeri, genişliği ve şeklinin teşhis edilmesi prognoz, tedavi planı ve diş canlılığını belirlemede önemli bir parametredir (Papapanou ve Wennstrom 1991). Devam eden periyodik değerlendirmeler, uygulanan tedavilerin başarısını belirlemek veya hastalığın ilerleyişini izlemek için yararlı veriler sağlar.

Periodontal hastalık varlığında cep derinliği ve kanama indeksi gibi yumuşak doku ölçümleri önemli klinik göstergeler iken radyografiler sert dokuların incelenmesi ve predispozan faktörlerin belirlenmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Kemik seviyesinin değerlendirilmesinde periodontal sondlar ve radyografik görüntülerin yanı sıra kullanılan bir diğer yöntem olan flep kaldırıldıktan sonra yapılan doğrudan ölçümler, ilgili bölgedeki kayıplar açısından en doğru sonucu verse de oldukça invazivdir. Hasta açısından konforsuz olan bu yöntem ayrıca diş

destek dokularında hasara neden olabilir. Kemik düzeyini ölçmek için alternatif doğru ve noninvazif yöntemleri araştıran bazı çalışmalar vardır (Papapanou ve Wennstrom 1991; Mealey ve ark. 1994).

Periodontal hastalığın klinik tanı ve tedavi sonucunun gözlenmesi için en sık kullanılan yöntemlerden olan radyografik görüntüler (Gedik ve ark. 2008), periodontal hastalıkların teşhis ve prognozunun değerlendirilmesinde oldukça önemlidir (Mol 2004; Corbet ve ark. 2009). Maksillofasiyal görüntüleme sayesinde genel ve lokal alveolar kemik seviyesi, plak tutulumuna neden olan faktörler, çürükler, furkasyon defektleri, subgingival taşlar ve bunlara ek patolojiler hakkında tanısal bilgiler elde edilir (Scarfe ve ark. 2017). Ancak bu düz radyografiler doğaları gereği bazı dezavantajlara sahiptir (Mol 2004; Brägger 2005; Kim ve ark. 2008). Bu dezavantajlar genellikle bu radyografilerin periodontal hastalık varlığında yararlılığını sınırlar. Bununla birlikte, bu değerlendirmelerle yalnızca parasagittal düzlemde, dişlerin mesial ve distal yüzeylerine bitişik patolojiler hakkında bilgi sağlanabilir (Scarfe ve ark. 2017). Genellikle kullanılan radyografik yöntemler bitewing, periapikal ve panoramik radyografilerdir (Corbet ve ark. 2009).

Panoramik radyografiler maksiller ve mandibular alveolar kemiği ve destek yapıları tek bir imaj üzerinde görüntüleyebilmeyi sağlar. Panoramik görüntüler full mouth intraoral radyografilere göre daha az radyasyon gerektirir ve zamandan tasarruf sağlar. Bu yöntem periodontal koşulların değerlendirilmesinde intraoral radyografiler için potansiyel bir alternatif olsa da (Molander ve ark. 1991) periodontal hastalığın değerlendirilmesi için önerilmemektedir. Çünkü bu imajlar projeksiyon geometrisine bağlı olarak minimal marjinal kemik yıkımlarını gösteremezken daha büyük yıkımları da olduğundan fazla resmeder (Gedik ve ark. 2008; White ve Pharoah 2014; Scarfe ve ark. 2017). Ayrıca hem panoramik radyografiler hem de periapikal ve bitewing radyografilerde bir defektin görünebilir hale gelmesi için en az %30-50 oranında demineralizasyon gerçekleşmesi gerekir. Bu nedenle radyografik olarak ölçülen kemik yüksekliği, intraoperatif olarak ölçülen yükseklikten ortalama olarak biraz daha düşüktür (Scarfe ve ark. 2017).

İntraoral radyografiler, düşük maliyet, uygulama kolaylığı, yüksek çözünürlük nedeniyle periodontal defektlerin teşhisine yardımcı olan ve en sık kullanılan görüntüleme yöntemidir. Bununla birlikte, görüntüleri değerlendirirken,

geleneksel iki boyutlu radyografik görüntülerle üç boyutlu bir yapıyı ve ona ait kusurları tespit etmek zordur. Kusurların doğasını ve seyrini belirlemek için periodontal alanın her üç düzlemde de görüntülenebilmesi gerekir (Matthews 1992; Haiter-Neto ve ark. 2008; Wenzel ve ark. 2009; Hatcher 2010; Braun ve ark. 2014; Da Silveira ve ark. 2015; Scarfe ve ark. 2012).

Son zamanlarda baş-boyun yapılarını değerlendirmek için KIBT, düz radyografilerin dezavantajları nedeniyle periodontologlar da dahil olmak üzere diş hekimliğinde alternatif bir metot olarak kullanılmaya başlamıştır (Naitoh ve ark. 2006; Miracle ve Mukherji 2009). KIBT aksiyal, sagittal ve frontal düzlemlerde multiplanar görüntüleme imkânı sağlar. Ayrıca distorsiyon ve magnifikasyon oluşmaksızın yeniden yapılandırılmış panoramik görüntüler elde edilebilir (Acar ve Kamburoğlu 2014). Bu yöntem, konvansiyonel tomografiye kıyasla yüksek doğruluk, yüksek çözünürlük ve düşük maliyet avantajı ile incelenmek istenen alanı üç boyutlu olarak değerlendirme imkânı sağlar (Misch ve ark. 2006).

KIBT'nin periodontal tanıda kullanımına dair birçok çalışma mevcuttur. Singh ve ark. (2011) KIBT ile BT arasındaki farkları, bu tekniklerin periodontolojide tanısal bir araç olarak kullanılıp kullanılmayacağını inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Çalışma sonucunda KIBT'nin çalışma prensibinin periodontal bölgenin görüntülenmesinde daha uygun bir teknik olduğu vurgulanmıştır. Bois ve ark. (2012) periodontal defektlerin değerlendirilmesi, furkasyon tutulumlarının tespiti ve periodontal rejenerasyonun takibinde KIBT kullanımını tartışmışlar ve "eğer klinik bir endikasyon yoksa, KIBT periodontal problemlerin değerlendirilmesi için rutin olarak kullanılmamalıdır" sonucuna varmışlardır. Defektin bulunduğu bölge seçilecek görüntüleme yöntemi için önem taşıdığından burada bahsedilen "klinik endikasyon" ifadesi kritiktir. Çalışma sonucumuza göre mesial ve distalde yer alan defektlerin ölçümlerinde KIBT ile bitewing radyografiler arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir. Elde ettiğimiz bu bilgiler ışığında interproksimal alanda yapacağımız alveol kemik yüksekliği ölçümlerinde hem hasta dozu hem maliyet hem de uygulama süresi gibi birçok açıdan daha avantajlı olan bitewing radyografi yöntemlerinin tercih edilmesi daha uygundur. Bununla birlikte bukkal ya da lingualde yer alan defektlerin tespit ve ölçümlerinde oluşabilecek superpozisyonlar nedeniyle bu tekniklerin yetersiz kalması ise iki boyutlu görüntülemenin doğal bir

sonucudur. Nitekim Acar ve Kamburoglu (2014) furkasyon tutulumunun teşhisi, periodontal ligament aralığının değerlendirilmesi, alveolar kemik defektlerinin saptanması, yumuşak dokunun değerlendirmesi ve rejeneratif periodontal tedavi sonuçlarının takibinde KIBT'nin rolünü inceleyen makaleleri tarayarak bir derleme hazırlamışlardır. Yaptıkları literatür incelemesine göre kemik içi defektlerin tespiti, furkasyon tutulumları ve bukkal/lingual kemik yıkımları gibi superpozisyon nedeniyle teşhis için üçüncü boyuta dair bilgi gereken patolojilerde KIBT'nin iki boyutlu görüntülemeye göre belirgin avantaj sağladığını bildirmişlerdir. Öte yandan KIBT'nin yüksek radyasyon dozuna sahip olması gibi durumlar göz önünde bulundurularak yalnızca doğru endikasyon varlığında kullanılması gerektiği vurgulanmıştır. Aljehani ve ark. (2014) da benzer şekilde krater varlığı ve furkasyon tutulumu gibi patolojilerin tespitinde KIBT'nin daha üstün olduğunu belirtmiştir. Ayrıca kemik kalitesi ve periodontal ligamanet alanının en iyi konvansiyonel intraoral radyografide görüntülenebildiğini de vurgulamışlardır. Noujeim ve ark.'nın (2009) yaptığı çalışma ile Almeida ve ark.'nın (2017) yaptığı çalışmada da bizim elde ettiğimiz sonuçlara benzer olarak interproksimal alanlarda yer alan defektlerin tespitinde KIBT'nin paralel teknikle alınan periapikal görüntülerden üstün olmadığı tespit edilmiştir. Tüm bu çalışmalar göz önüne alındığında elde edilen sonuçlar KIBT görüntülerinin intraoral radyografiler üzerinde her koşulda üstün olduğu hipotezini desteklememektedir. Bu sonuçlardan farklı olarak Mol ve Balasundaram (2008) posterior dişlerdeki horizontal kemik kaybının saptanmasında periapikal radyografilerin doğruluğunun defektin bulunduğu bölgeden bağımsız olarak KIBT'ye göre anlamlı derecede az olduğu, bu tip defektlerin saptanmasında KIBT'nin daha üstün olduğunu belirtmişlerdir. Burada savunulduğu gibi defektin mesial ve distalde olmasından bağımsız olarak KIBT'nin her durumda üstün olması çalışma sonucumuza ters düşmektedir. Bukkal ya da lingualde yer alan defektlerin yeri süperpozisyon nedeniyle tespit edilemeyeceğinden çalışmamızda bitewing radyografiler üzerinde bu alanlarda ölçüm yapılmamıştır. Bir diğer makale de mandibula'lar üzerinde yer alan doğal horizontal kemik kayıpları incelenmiş ve KIBT görüntüleri ile paralel teknikle alınan periapikal radyografiler arasında lezyonun bulunduğu bölgeden bağımsız olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Bart Vandenberghe ve ark. 2007). Bu çalışmada bizim elde ettiğimiz sonuçtan farklı olarak lezyonlar bulunduğu bölgeden bağımsız değerlendirilmiştir. Oysa biz bukkal



ya da lingual bölgede yer alan defektlerin ölçümünü iki boyutlu radyografilerde oluşacak süperpozisyon nedeniyle bitewing radyografiler üzerinde değerlendirmedik.

Periodontal hastalıkların tanı ve seyrinde KIBT görüntülerinin kullanımı veya yorumlanması için klinisyenler görüntü kalitesini ve dolayısıyla dentoalveoler yapıların yorumlanmasını etkileyen teknik faktörleri iyi anlamalıdır. Üreticiye bağlı olarak, pozlama ayarları (örn. mA ve kVp), rotasyon açısı ve ham projeksiyon görüntü sayısının belirlenmesi gibi parametreler, görüntü kalitesini artırmak için operatör tarafından ayarlanabilir.

KIBT ünitelerindeki uzaysal çözünürlük öncelikle dedektörün nominal piksel boyutuna bağlıdır. Bununla birlikte ışın demetinin projeksiyon geometrisi, hasta skatteri, dedektör ve hasta hareketine bağlı oluşan bulanıklık, x-ışını jeneratörünün fokal spot büyüklüğü, elde edilen temel görüntü sayısı ve yeniden yapılandırma algoritması gibi birçok faktör de çözünürlüğe katkıda bulunmaktadır (Scarfe ve ark. 2017).

KIBT, panoramik radyografiden elde edilenlerden daha yüksek çözünürlüklü görüntüler üretebilirken her ikisinin çözünürlüğü de intraoral radyografilerden daha düşüktür (Scarfe ve ark. 2017). KIBT, dişler ve kemik gibi nispeten yüksek atenüasyon değerine sahip yapıları görüntülemek için ideal olsa da kontrast çözünürlüğü sınırlıdır. Kontrast çözünürlüğü, doku atenüasyonundaki küçük farklılıklar sayesinde dokular arasında ayırım yapma imkânı verir ve bunları farklı gri yoğunluk seviyeleri ile gösterir. KIBT görüntülerinde ölçülen gri skala değerleri vücut dokularının rölatif olarak sağladığı Hounsfield birimlerini doğrudan temsil etmez (Molteni 2013). Sonuç olarak, KIBT'deki gri skala değerlerine göre yapılan kortikal veya intramedüller ölçümler, kemik mineral yoğunluğunun doğru veya güvenilir göstergeleri olarak kabul edilemez (Scarfe ve ark. 2012).

Dijital volumetrik bilginin en küçük ünitesi olan voksel boyutu uzaysal çözünürlük ve buna bağlı oluşan görüntü detayının belirlenmesinde önemli bir parametredir (White ve Pharoah 2014). Her üç boyutta da eşit uzunlukta üretilen küboidal vokseller sayesinde KIBT cihazlarında yapılan ölçümler farklı düzlemlerde aynı sonuçlar verir (Harorlı 2014). Teorik olarak voksel boyutu küçüldükçe uzaysal çözünürlük artar; ancak küçük pikseli dedektörler her bir voksel başına daha az x-

ışını fotonu yakalar ve bu durum gürültünün artmasına neden olur. (Skundberg 1998; de-Azevedo-Vaz ve ark. 2013; White ve Pharoah 2014). Yüksek çözünürlüklü taramalardaki yüksek sinyal/gürültü oranının eldesi için radyasyon dozu (White ve Pharoah 2014) ve projeksiyon (çerçeve) sayısının arttırılması gerekir; ancak ALARA ilkesi gereğince kullanılan radyasyon dozunun arttırılması pratik olarak uygun değildir (Uzun ve ark. 2015). KIBT üniteleri için yeni bir teknoloji olan hassas flat panel dedektörler sayesinde daha küçük FOV'larda daha az iyonize radyasyon ile görüntü elde edilebilmektedir (Tanimoto ve Arai 2009). Görüntüdeki gürültünün artması alveol kemiği üzerinde yapılan ölçümlerin doğruluğuna (Sun ve ark. 2011) ve bukkal kortikal kusurların saptanabilmesine olumsuz yönde etki ettiğinden (de-Azevedo-Vaz ve ark. 2013) hassas FPD'lerin geliştirilmesi periodontal ligament boşluğu gibi 0,2 mm'den küçük yapıları görüntüleyebilmek için gerekli olan yüksek çözünürlüklü görüntülerin elde edilmesinde önemli katkı sağlamıştır (Liang ve ark. 2010; Kamburoglu ve ark. 2011).

Voksel boyutunun değişiminin diagnostik açıdan oluşturduğu etkileri araştıran çeşitli araştırmalar mevcuttur. Bu konuda yapılan çalışmalarda voksel boyut değişiminin eksternal kök rezorpsiyonu (Liedke ve ark. 2009; Dalili ve ark. 2012; Neves ve ark. 2012; Nikneshan ve ark. 2016; Takeshita ve ark. 2016), vertikal kök kırıkları (Junqueira ve ark. 2013; Uzun ve ark. 2015; Takeshita ve ark. 2016) apikal periodontitisin saptanması (Junqueira ve ark. 2013; Sakhdari ve ark. 2016; Takeshita ve ark. 2016), alveolar kemik seviyesinin belirlenmesi (Cook ve ark. 2015) ya da periodontal patolojilerin tespiti (Kamburoğlu ve ark. 2015; Kolsuz ve ark. 2015) gibi durumlar üzerine etkisi araştırılmıştır. Özer ve ark.'nın (2011) iki boyutlu radyografilerle saptanması zor olan vertikal kök kırıklarının teşhisi üzerine yaptığı bir çalışmada farklı voksel boyutlarının etkisi araştırılmış ve bu parametrelerin değişiminin eksternal kök rezorpsiyonunun teşhisine etkisi açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yine Uzun ve ark. (2015) 74 dişte oluşturdukları yapay vertikal kök kırıklarını iki farklı tomografi cihazı kullanarak 4 farklı voksel boyutunda değerlendirmiş ve fraktür hatlarının saptanmasında hem cihazlar arasında hem voksel çözünürlükleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

KIBT'lerde görüntü kalitesine etki eden faktörlerin, periodontal hastalık tanısında etkili olduğuna dair kanıtlar yetersizdir. Bu amaçla çalışmamızda hem

intraoral görüntülerle KIBT görüntülerinin karşılaştırılması hem de farklı voksel çözünürlüklerinin tanıya etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızın içeriğine benzer olarak Kamburoğlu ve ark. (2015) 0.076, 0.100, ve 0.200 mm<sup>3</sup> çözünürlüğündeki tomografi görüntülerini kullanarak furkasyon tutulumlarını incelemişlerdir. Kolsuz ve ark. (2015) da 0.080, 0.100, 0.125, 0.150, 0.160 ve 0.200 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlüğü kullanarak kuru kafalar üzerinde yer alan fenestrasyon ve tünel tipi periodontal defektleri incelemişlerdir. Her iki çalışma sonucunda da bizim elde ettiğimiz verilere benzer olarak defektlerin tespitinde voksel boyutları arasında fark gözlenmemiştir. Sakhdari ve ark. (2016) ise koyun mandibula'sında oluşturdukları yapay defektleri paralel teknikle alınan periapikal radyografiler ile 0.200, 0.250 ve 0.300 mm<sup>3</sup> çözünürlükteki tomografi görüntüleri üzerinde incelemişler ve bu görüntüleme tekniklerini karşılaştırmışlardır. Yapılan analiz sonucunda 0.200 mm<sup>3</sup> ve 0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlüğündeki görüntülerin 0.300 mm<sup>3</sup> çözünürlükteki görüntülerden daha yüksek duyarlılık ve özgüllük değerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca dijital fosfor plak sistemlerinin de 0.300 mm<sup>3</sup>'lük görüntülerle eş değer duyarlılığa sahip olduğunu belirlemişlerdir. Çalışmamızın istatistiksel analiz sonuçlarına göre burada tespit edilen aksine voksel çözünürlüklerinin defekt varlığının tespitine etkisi olmadığı bulunmuştur. Sakhdari ve ark.'nın koyun mandibula'sında yaptıkları çalışmada KIBT'nin duyarlılık değerini bu konuda yapılan birçok çalışmadan daha az hesaplamışlar (%91) ve bu farkın ortaya çıkmasında koyun mandibula'sının insan mandibula'sına oranla daha fazla laküner boşluk içermesi ve yapılan diğer çalışmalarda kendi çalışmalarına göre daha büyük defektlerin incelenmesinin etkili olduğunu savunmuşlardır. Ancak çalışmada bu konuda eşik sınır kabul edilebilecek defekt boyutuna dair bir bilgi mevcut değildir. Buradan yola çıkarak defekt büyüklüğünün tanıya etkinliğinin önemli bir konu olduğu akla gelmektedir. Pek çok çalışma periodontal defektlerin tespitinde KIBT ile intraoral radyografi görüntüleri arasındaki farkı araştırırken, lezyonun derinliğinin ya da büyüklüğünün tanıya olan etkisini araştıran az sayıda çalışma vardır. Çalışmamızda tespit ettiğimiz defektlerin sadece ölçümlerine dair bir karşılaştırma yapıp histolojik olarak tespit edilen defektin hangi boyuta ulaştıktan sonra tomografilerde görüntülenebileceğine dair bir inceleme yapmadık. Çalışmamızın limitasyonu olarak söyleyebileceğimiz bu konuya dair araştırmalar yetersizdir. Kamburoğlu ve Kursun (2010) çekilmiş kesici dişler üzerinde 0.5 mm derinliğinde yapay eksternal kök rezorpsiyonu oluşturup bu alanları üç farklı voksel

çözünürlüğündeki (0.100 mm<sup>3</sup>, 0.200 mm<sup>3</sup>, 0.300 mm<sup>3</sup> voksel boyutunda) görüntüler üzerinde incelemiştir. 0.300 mm<sup>3</sup> çözünürlükteki görüntülerin diğer tekniklere göre etkinliğini daha düşük bulmuşlardır. Bununla birlikte Liedke ve ark. (2009) yaptıkları benzer çalışmada 0.6 mm, 1.2 mm, 1.8 mm boyutlarında yapay kök rezorpsiyonu oluşturmuşlar ve bu defektlerin tespitinde 0.200, 0.300 ve 0.400 mm<sup>3</sup> voksel boyutları arasında herhangi bir fark tespit edememişlerdir. Kamburoğlu ve ark. her iki çalışma sonucunun farklı çıkmasındaki nedeni, oluşturdukları defekt boyutlarının farklı olmasına bağlamışlar; ancak bu konuda dikkate alınabilecek bir eşik değerden bahsetmemişlerdir (Kamburoğlu ve Kursun 2010). Umetsubo ve ark. (2012) furkasyon tutulumlarının tespitinde KIBT ve intraoral radyografileri karşılaştırmışlar ve kullanılan yöntemden bağımsız olarak, lezyonun başlangıç aşamasında saptanmasının daha zor olduğunu vurgulamışlardır. Almeida ve ark. (2017) defektin derinliğinin tanıya etkisini araştırdıkları bir çalışmada 20 adet domuz mandibula'sı üzerine farklı süreler boyunca kimyasal ajan uygulayıp 80 adet defektif bölge oluşturmuşlardır. Uyguladıkları kimyasal ajanın süresine göre farklı derinlikte oluşan bu defektleri hem paralel teknikle alınan periapikal radyografiler hem de KIBT imajlar üzerinde incelemiştir. Yapılan analiz sonucunda kimyasal ajanın uygulama süresinin artması sonucunda defektin tespit edilebilirliğinin hem intraoral hem de KIBT görüntülerinde arttığı tespit edilmiştir. Noujeim ve ark. (2009) ise interradiküler kemik defektlerini küçük (1-3 mm) ve büyük olarak (3-6 mm) iki grupta incelemiştir. Çalışma sonucuna göre KIBT'nin doğruluğunun defektin boyutundan bağımsız olarak paralel teknikle alınmış periapikal radyografilerden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Burada her ne kadar defektin boyutu vurgulanıyor olsa da KIBT'nin her koşulda intraoral radyografilerden üstün olduğu gerçeği çalışma sonuçlarımızla örtüşmemektedir.

Periodontal patolojiler içerisinde kritik bir yere sahip olan furkasyon tutulumları ya da fenestrasyon tipi defektlerin tespit edilmesi tedavi ve prognoz açısından oldukça önemlidir. Caranza ve ark.'nın yaptığı tanıma göre fenestrasyon kemikten yoksun kök bölgeleridir. Bu bölgeler kemik yerine sadece periost ve gingiva ile örtülüdür. Eğer kemikten yoksun alanlar alveolar kemik marjiniinden itibaren başlamışsa bu tablo “dehisens” olarak isimlendirilir (Newman ve ark. 2011). Radyolojik incelemelerde bu tip defektler üzerine süperpoze olacak muhtemel bukkal ya da lingual sağlam kemik duvarları bu patolojilerin teşhisini zorlaştırmaktadır.

Çalışmalar sonucunda pek çok yazar KIBT'nin furkasyon tutulumlarının tanısında önemli bir araç olabileceğini belirtmişlerdir (Bart Vandenberghe ve ark. 2007, 2008, 2010; Fleiner ve ark. 2013; Lang ve Lindhe 2015). Çalışmamızda iki boyutlu görüntüleme ile teşhisi zor olan fenestrasyon tipi defektlerin saptanmasında KIBT'nin rolü incelenmiştir. Bu kapsamda çalışmada kullandığımız iki farklı voksel çözünürlüğü hem kendi aralarında hem de kuru kafalar üzerinde yapılan standart incelemelerle karşılaştırılmıştır. İstatiksel analize göre 0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlükte yapılan inceleme ve kuru kafalar üzerinde yapılan direkt incelemede 49 dişte yok (%100), 11 dişte ise var (%100) sonucuna ulaşılmıştır. 0.160 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte fenestrasyon varlığının tespitinde ise yalnızca bir dişte (%2) uyumsuzluk tespit edilmiştir. 0.250 mm<sup>3</sup> çözünürlükte fenestrasyon defektlerinin tespit edilebilirliğine göre duyarlık ve özgüllük oranları %100 olarak hesaplanmıştır. 0.160 mm<sup>3</sup> voksel çözünürlükte fenestrasyon defektinin tespit edilebilirliğine göre duyarlık oranı ise %100 ve özgüllük %97,9 olarak hesaplanmıştır. Çalışma sonucumuzla uyumlu olarak Patel ve ark.'nın (2009) insan mandibula'sı üzerinde yaptığı incelemede periodontal defektlerin tespitinde KIBT'nin duyarlılık ve özgüllüğünü %100 olarak bildirmişlerdir. Cynthia C. Leung ve ark.'nın (2010) kuru kafalar üzerinde yaptığı bir çalışmada KIBT'nin fenestrasyon defektlerinin tayinindeki duyarlılık ve özgüllük oranını %80 olarak bulmuşlardır. Farklı zamanlarda yapılan birçok çalışma sonucuna göre de bizim elde ettiğimiz sonuçta benzer olarak KIBT'nin fenestrasyon tipi defektlerin saptanmasında oldukça güvenilir bir yöntem olduğu belirtilmiştir (Mengel ve ark. 2005; Bart Vandenberghe ve ark. 2007; Braun ve ark. 2014; Mohan ve ark. 2014; Bagis ve ark. 2015; Bayat ve ark. 2016).

Radyografik görüntüler üzerinde yapılan doğrusal ölçümler implant uygulamaları öncesinde, ortodontik teşhis ve tedavi amaçlı ya da ve patolojik çene lezyonlarının boyutunu tahmin etmek için ağırlıklı olarak kullanılır. KIBT üzerinde yapılan doğrusal ölçümlerin doğruluğunu ve tekrarlanabilirliğini araştıran çalışmalar mevcuttur (Leung ve ark. 2010; Patcas ve ark. 2012; Wikner ve ark. 2016; da Silva ve ark. 2017). Farklı baş pozisyonlarının tomografiler üzerinde yapılan ölçümlere etkisini araştıran Hanadi Sabban ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada üzerine implant yerleştirdikleri kuru kafaları 6 farklı kafa pozisyonunda dental tomografi cihazı ile taramışlardır. Çalışma sonucunda kafa pozisyonu ve konumunun, KIBT

taramalarındaki vertikal ve horizontal ölçümleri önemli ölçüde etkileyebileceğini, ölçümleri etkileyen iki ana kafa pozisyonunun ise ekstansiyon ve fleksiyon olduğunu belirtmişlerdir. Yine bu kapsamda ölçümler arasında en fazla fark posterior mandibular bölgede tespit edilmiştir. Tarama sırasında uygun baş pozisyonunun sağlanamaması durumunda z-ekseninin Frankfurt horizontal düzlemine paralel olarak düzeltilmesiyle ölçüm hatasının en aza indirebileceğini belirtmişlerdir. Panzerella ve ark. (2011) üzerinde radyopak belirteçleri olan silindir şeklindeki bir objeyi iki farklı cihazda farklı görüntüleme parametreleri kullanarak tarayıp ölçümler yapmışlardır. Her bir cihaza ait görüntüleme protokolleri analiz edildiğinde sonuçlar arasında farklılık tespit edilmiştir. Sonuç olarak KIBT cihazlarının farklı protokollerde kullanılmasının doğrusal ölçümleri etkilediğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte her iki cihazda yapılan doğrusal ölçümler gerçekte olandan daha küçük hesaplanmıştır.

KIBT görüntülerinde ölçüm yapılacağı zaman sabit bir ölçüm noktası belirlemek zordur. Sabit bir nokta belirlemeden yapılan çalışmalardaki tekrarlayan ölçümler ya da gözlemciler arasındaki uyum olumsuz yönde etkilenir. Ölçümlerin güvenilirliği ve tekrarlanabilirliğini araştıran çalışmalar mevcuttur. Örneğin ortodontik analizler gibi kafa kemikleri üzerinde ölçüm yapılacağına iki boyutlu sefalometrik görüntülerde referans alınan noktaların KIBT’de de kullanılabilirliği araştırılmıştır (Lagravère ve ark. 2009; Oz ve ark. 2011; Najı ve ark. 2014). Sima Nikneshan ve ark. (2014) tarafından yapılan bir çalışmada KIBT ölçümlerinin doğruluğu ve tekrarlayan ölçümlerde gözlemciler arası güvenilirliği araştırılmıştır. Çalışmada KIBT görüntüleri yeniden yönlendirilirken dilimlerin yönü oklüzal düzleme göre paralel (yani  $0^\circ$ ),  $+10^\circ$ ,  $+12^\circ$ ,  $-12^\circ$  ve  $-10^\circ$  olarak ayarlanmış ve bu dilimler arasındaki ölçüm farkı hesaplanmıştır. Çalışma sonucunda ölçüm yapılan dilimlerin aksını  $-12^\circ$  ile  $+12^\circ$  aralığında değiştirmek KIBT üzerinde doğrusal ölçümlerin doğruluğunu azalttığını belirlemişlerdir. Ancak saptanan hata değerinin  $0.5\text{ mm}$ ’den küçük olmasından dolayı KIBT ölçümlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda olduğu gibi dişler üzerinde ölçüm yapılacağına sabit bir ölçüm noktası belirlemek için tavsiye edilen yöntemler vardır. Örneğin Yu-Jiao Guo ve ark.’nın (2016) yaptıkları in vivo bir çalışmada bu standardizasyonu sağlamak için diş üzerinde klinik sondlama alanlarını rehber alan altı ölçüm noktası kullanmışlardır. Ölçüm hem gerçek diş üzerinde hem de

radyografik görüntüler üzerinde tekrarlanacağında radyografilerde de görünebilecek radyopak bir belirteçle bu standardizasyonun sağlanması tavsiye edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda alveoler kemik seviyesini ölçeceğimiz noktaları belirlemek amacıyla dişler üzerine yapıştırdığımız gutta perka parçaları kullanılmıştır. Gutta perka gibi radyopak özelliğe sahip materyaller radyografik imajlar üzerinde görüntü verse de özellikle KIBT görüntülerinde artefakt oluşumuna neden olur. Bu nedenle ölçüm yapacağımız noktanın vertikal hattını belirleyecek gutta perka parçalarının, ölçümün horizontal sınırını belirleyen mine-sement sınırı üzerine denk gelmemesi konusunda özen gösterilmiştir (Resim 5.1.).



**Resim 5.1.** Ölçüm yapacağımız noktanın vertikal hattını belirleyecek gutta perka parçalarının, ölçümün horizontal sınırını belirleyen mine-sement sınırı üzerine denk gelmemesi konusunda özen gösterilmiştir.

Çalışmamızda yaptığımız direkt ölçümlere benzer olarak Moshfeghi ve ark. (2012) 4 kuru kafa üzerinde 22 anatomik noktayı gutta perka ile işaretlemiş ve bu kafaları iki farklı voksel boyutunda taramışlardır. Kuru kafalar üzerinde dijital kumpas yardımıyla yaptıkları ölçümleri KIBT görüntüleri ile karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak KIBT'nin aksiyal ve koronal görüntü düzlemlerinde ve maksillofasiyal bölgenin farklı bölgelerinde yapılan doğrusal ölçümlerde son derece doğru ve tekrarlanabilir olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca çalışma sonucumuzla uyumlu olarak farklı voksellerdeki ölçümler arasında istatistiksel olarak fark tespit etmediklerinden KIBT görüntülerinde doğrusal ölçüm yapılacağında radyasyon dozunu düşürmek ve tarama zamanını azaltmak için daha küçük FOV boyutunda tarama yapılması önerilmiştir.

Çalışmamızda kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümlerle  $0.160 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükte yapılan ölçümler arasındaki korelasyon katsayısı bukkal yüzeyde yapılan ölçümlerde  $r = 0.984$ , lingual yüzeyde yapılan ölçümlerde  $r = 0.959$ , mesial yüzeyde yapılan ölçümlerde  $r = 0.982$  ve distal yüzeyde yapılan ölçümlerde  $r = 0.969$  olarak belirlenmiştir. Bununla birlikte  $0.250 \text{ mm}^3$  voksel çözünürlükte yapılan ölçümlerle kuru kafalar üzerinde yapılan ölçümler arasındaki korelasyon katsayısı bukkal bölgede  $r = 0.974$ , lingual bölgede  $r = 0.988$ , mesial bölgede  $r = 0.978$  ve distal bölgede ise  $r = 0.934$  olarak bulunmuştur. Çalışma sonucunda elde ettiğimiz bu verilere göre KIBT üzerinde yapılan doğrusal ölçümlerin güvenilir olduğu belirlenmiştir. Leung ve ark. (2010) 2 mA'da  $0.38 \text{ mm}^3$ 'lük bir voksel boyutu kullanarak elde ettikleri KIBT görüntülerinde alveoler kemik yüksekliğinin yaklaşık  $0.6 \text{ mm}$ 'lik bir doğrulukla ölçülebildiğini belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada “eğer bir bölgede kemik tespit edilemiyorsa ya bölge gerçekten kemik doku içermiyordur ya da ilgili bölgede kemik kalınlığı  $0.6 \text{ mm}$ 'den azdır” sonucuna varılmıştır. Ayrıca KIBT'nin marjinal kemik yüksekliği  $r = 0.87$  doğrulukla, mine-sement sınırının lokalizasyonunu da  $r = 0.940$  doğrulukla tespit edebildiğini belirtmişlerdir. Kamburoğlu ve ark. (2011) kuru kafalar üzerinde belirledikleri ölçüm noktalarını farklı tomografi cihazları kullanarak farklı voksel çözünürlüklerinde üç farklı gözlemci ile değerlendirmişlerdir. İnceleme sonucunda gözlemciler arası korelasyon katsayıları hemen hemen tüm ölçümlerde  $p < 0.001$  olarak hesaplanırken yine farklı cihaz ve görüntüleme parametreleri ile kuru kafalar üzerinde direkt yapılan ölçümler için de  $p = 0.992$  bulunmuştur. Çalışma sonucunda önceden kuru kafalar üzerinde belirlenmiş ölçümlerin KIBT görüntüleri üzerinde de doğru ve tekrarlanabilir bir şekilde gerçekleştirilebileceği, bu nedenle dentomaksillofasiyal bölgede yapılan ölçümlerde KIBT kullanılmasının uygun olduğunu belirtmişlerdir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç boyutlu görüntüleme tekniği olarak KIBT, intraoral radyografilere göre potansiyel avantajlar sunmaktadır. KIBT'nin radyasyon dozunun yüksek olduğu akılda tutularak bu tekniğin periodontal tanıda kullanılmasının diagnostik açıdan fayda sağlayıp sağlamayacağını değerlendirmek istedik.

Radyoloji pratiğinde uygulanan tekniğin doğru sonuç vermesinin yanı sıra, seçeceğimiz yönteme dair göz önünde bulundurulması gereken bir başka faktör hastanın alacağı radyasyon dozudur. Öncelikle, kullanılan tekniğin hasta açısından oluşturduğu kar-zarar dengesi dikkate alınmalı ve tüm radyasyondan korunma ilkelerine uyulmalıdır. Bir görüntüleme yönteminin kullanılması zorunlu ise optimizasyon ilkesi mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (ALARA). KIBT'nin radyasyon dozu, kullanım sırasında seçilen parametreler ve cihazın teknik özelliklerine göre değişir. Seçilen parametrelere bağlı olarak, KIBT'nin radyasyon dozu 29 ila 477  $\mu\text{Sv}$  arasında değişebilir. Öte yandan, periapikal radyografinin radyasyon dozu yaklaşık 5  $\mu\text{Sv}$ 'tır (Katsumata ve ark. 2009). Bununla birlikte KIBT uygulamalarının maliyeti intraoral radyografilere göre fazla olup yorumlanması için de eğitim gerekir (Katsumata ve ark. 2009; Noujeim ve ark. 2009).

İsviçre Dentomaksillofasiyal Radyoloji Derneği tarafından yayınlanan KIBT Kullanım Rehberi'nde de belirtildiği gibi KIBT'nin periodontal tanı ve tedavi planlaması için kullanımı hakkında henüz çok az bilgi bulunmaktadır. Alveolar kemik kaybı, periodontitisin ilerlediğine dair önemli bir gösterge olduğundan birçok çalışma alveolar kemik yüksekliği ve kemik defektlerinin KIBT ile değerlendirilmesine odaklanmıştır ve yapılan bu çalışmalar sonucunda KIBT görüntülerinin alveolar kemik değişikliklerinin ölçümü için kabul edilebilir nitelikte olduğu tespit edilmiştir (Misch ve ark. 2006; Mol ve Balasundaram 2008; B. Vandenberghe ve ark. 2008; de Faria Vasconcelos ve ark. 2012).

- İntraoral radyografi tekniklerinin düşük radyasyon dozu, düşük maliyet, kolay ulaşılabilirlik, hasta başında geçen sürenin kısa olması ve diş hekimlerinin bu yöntemleri kullanmaya aşinalığı gibi avantajları göz önüne alınarak çalışmada elde ettiğimiz veriler ışığında bu yöntemlerin interproksimal alanlarda yapılacak incelemelerde tercih edilmesi önerilir. Çalışma sonucumuza göre interproksimal

kusurların değerlendirilmesi açısından KIBT'nin rutin kullanımını destekleyecek bir kanıt bulunmamaktadır.

- Bukkal ya da lingual alanlarda yer alan alveolar kemik yıkımları, fenestrasyonlar ya da furkasyon tutulumları gibi iki boyutlu radyografilerle tespit edilmesi zor olan patolojiler ve uygun tedavi prosedürleri uygulanmasına rağmen tedaviye direnç gösteren olgularda predispozan faktörler ve üçüncü boyutu görüntüleyebilmek için KIBT görüntüleme önerilir.

- KIBT taramalarında kullanılan ışınlama parametreleri hastanın alacağı radyasyon dozu ve tarama zamanını etkileyeceğinden çalışmamızda elde ettiğimiz veriler ışığında, yapacağımız taramalarda primer olarak voksel boyutunu baz almak yerine radyasyon dozunu azaltmak için olabildiğince küçük FOV seçimi yapmak önerilir.

- Çalışmamızda yaptığımız direkt ölçümler ve radyografiler üzerinde yapılan tekrarlayan ölçümlerde standardizasyonun sağlanması için çalışmanın in vitro olma avantajından yararlanılarak ölçüm yapacağımız noktalara gutta perka parçaları yapıştırılmıştır. Klinik uygulamalar için de kullanılabilir referans noktalarının belirlenmesi yapılacak analizlerin doğruluğu açısından oldukça önemlidir.

KIBT'nin potansiyel yeni endikasyonları araştırmaya yönelik ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Buna ek olarak bu tür teknolojilerin üreticiler tarafından geliştirilmesi tekniğın kullanılabilirliği açısından oldukça önemlidir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Acar B, and Kamburoğlu K. Use of Cone Beam Computed Tomography in Periodontology. *World Journal of Radiology*. 2014; 6 (5): 139–47.
2. Agrawal P, Sanikop S and Patil S. New Developments in Tools for Periodontal Diagnosis. *International Dental Journal*. 2012; 62 (2): 57–64.
3. AlJehani Y. Diagnostic Applications of Cone-Beam CT for Periodontal Diseases. *Int J Dent*. 2014; 2014: 865079.
4. Almeida VC, Lucas PR, Salineiro FCS, Mendes MF, César Neto JB, Cavalcanti MGP and Pannuti CM. Performance of Cone Beam Computed Tomography and Conventional Intraoral Radiographs in Detecting Interproximal Alveolar Bone Lesions: A Study in Pig Mandibles. *BMC Oral Health* 2017; 17 (1): 100.
5. Ataoğlu, T, ve Gürsel M. 1996. *Periodontoloji*.
6. Bagis N, Kolsuz ME, Kursun S, and Orhan K. Comparison of Intraoral Radiography and Cone-Beam Computed Tomography for the Detection of Periodontal Defects: An in Vitro Study. *BMC Oral Health* 2015; 15 (1). doi:10.1186/s12903-015-0046-2.
7. Bayat S, Talaeipour AR, and Sarlati F. Detection of Simulated Periodontal Defects Using Cone-Beam CT and Digital Intraoral Radiography. *Dentomaxillofac. Radiol*. 2016 Jul; 45(6): 20160030.
8. Berkovitz B, Graham KB, Holland GR and B. J. Moxham. *Oral Anatomy, Histology and Embryology*. 2009.
9. Bois AH, Kardachi B, and Bartold PM. Is There a Role for the Use of Volumetric Cone Beam Computed Tomography in Periodontics? *Australian Dental Journal*. 2012; 57: 103–8.
10. Bosshardt, DD. Are Cementoblasts a Subpopulation of Osteoblasts or a Unique Phenotype? *Journal of Dental Research*. 2005; 84 (5): 390–406.
11. Bosshardt DD and Selvig KA. *Dental Cementum: The Dynamic Tissue Covering of the Root*. 1997; 13 (1): 41–75.
12. Brägger, Urs. Radiographic Parameters: Biological Significance and Clinical Use. *Periodontology*. 2005; 2000 39: 73–90.
13. Braun, X, Ritter L, Jervøe-Storm PM and Frentzen M. Diagnostic Accuracy of CBCT for Periodontal Lesions. *Clinical Oral Investigations*. 2014; 18 (4): 1229–36.
14. Çalışkan A. Fosfor Plakalar Ile Elde Edilen Intraoral Radyografelerde Oluşan Görüntü Hatalarının Tanımlanması Sınıflandırılması ve Retrospektif Analizi / Definition Classification and Retrospective Analysis of the Image Artifacts of Intraoral Radiographs Obtained with Phosphor Plates. Edited by Pınar Sumer. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi*. 2016; 417490.
15. Chiego D. *Essentials of Oral Histology and Embryology: A Clinical Approach*. Elsevier Health Sciences. 2014; 9780323101295
16. Clerehugh V, Tugnait A and Genco RJ. *Periodontology at a Glance*. John Wiley & Sons. 2013.
17. Cook VC, Timock MA, Crowe JJ, Wang M and Covell DA. Accuracy of Alveolar Bone Measurements from Cone Beam Computed Tomography Acquired Using Varying Settings. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2015; 18 Suppl 1 (April): 127–36.
18. <http://physicsmuseum.uq.edu.au/coolidge-x-ray-tube>. (May. 22 2017 )
19. Corbet EF, Ho DKL and Lai SML. Radiographs in Periodontal Disease Diagnosis and Management. *Australian Dental Journal*. 2009; 54 Suppl 1 (September): S27–43.
20. Dalili Z, Taramsari M, Mehr SZM and Salamat F. Diagnostic Value of Two Modes of Cone-Beam Computed Tomography in Evaluation of Simulated External Root Resorption: An in Vitro Study. *Imaging Sci Dent*. 2012; 42 (1): 19.
21. Dannewitz B, Zeidler A, Hüsing J, Saure D, Pfefferle T, Eickholz P, and Pretzl B. Loss of Molars in Periodontally Treated Patients: Results 10 Years and More after Active Periodontal Therapy. *Journal of Clinical Periodontology*. 2016; 43 (1): 53–62.
22. Da Silveira PF, Fontana MP, Oliveira HW, Vizzotto MB, Montagner F, Silveira HL, and Silveira HE. CBCT-Based Volume of Simulated Root Resorption- Influence of FOV and Voxel Size. *Int Endod J*. 2015; 48 (10): 959–65.
23. Eley BM and Cox SW. *Advances in Periodontal Diagnosis*. 1. Traditional Clinical Methods of Diagnosis. *Br Dent J*. 1198; 184 (1): 12–16.
24. De Faria Vasconcelos K, Evangelista KM, Rodrigues CD, Estrela C, de Sousa TO, and Silva MAG. Detection of Periodontal Bone Loss Using Cone Beam CT and Intraoral Radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012; 41 (1): 64–69.

25. Jonathan F, Hannig C, Schulze D, Stricker V and Jacobs R. Digital Method for Quantification of Circumferential Periodontal Bone Level Using Cone Beam CT. *Clin Oral Invest.* 2013; 17 (2): 389–96.
26. Gedik R, Marakoglu I and Demirer S. Assessment of Alveolar Bone Levels from Bitewing, Periapical and Panoramic Radiographs in Periodontitis Patients. *The West Indian Med J.* 2008; 57 (4): 410–13.
27. Christian G, Schützhold S, Plaumann A, Kahl M, Springer C, Sälzer S, Holtfreter B, Kocher T, Dörfer CE and Schwendicke F. Prognostic Factors for the Loss of Molars--an 18-Years Retrospective Cohort Study. *J Clin Periodontol.* 2015; 42 (10): 943–50.
28. Guo YJ, Ge ZP, Ma RH, Hou JX and Li G. A Six-Site Method for the Evaluation of Periodontal Bone Loss in Cone-Beam CT Images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016; 45 (1): 20150265.
29. Haiter-Neto F, Wenzel A and Gotfredsen E. Diagnostic Accuracy of Cone Beam Computed Tomography Scans Compared with Intraoral Image Modalities for Detection of Caries Lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37 (1): 18–22.
30. Hancock EB, Cray RJ and O'Leary TL. The Relationship between Gingival Crevicular Fluid and Gingival Inflammation. A Clinical and Histologic Study. *J Periodontol.* 1979; 50 (1): 13–19.
31. Harorlı A, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. Edited by Abubekir Harorlı. 2014; Vol. 1. 978-605-335-080-4. No-bel Matbaacılık San. Tic. LTD: ŞTİ. Kurtini Mevkii, General Şükrü Kanatlı cad. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Tic. Ltd. Şti.
32. Hatcher DC. Operational Principles for Cone-Beam Computed Tomography. *Journal of the American Dental Association.* 2010; 141 Suppl 3 (October): 3S – 6S.
33. Heo MS, Choi DH, Benavides E, Huh KH, Yi WJ, Lee SS and Choi SC. Effect of Bit Depth and kVp of Digital Radiography for Detection of Subtle Differences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod.* 2009; 108 (2): 278–83.
34. Jeffcoat MK, Wang IC and Reddy MS. Radiographic Diagnosis in Periodontics. *Periodontol.* 1995; 2000 7 (February): 54–68.
35. Junqueira RB, Verner FS, Campos CN, Devito KL and do Carmo AMR. Detection of Vertical Root Fractures in the Presence of Intracanal Metallic Post: A Comparison between Periapical Radiography and Cone-Beam Computed Tomography. *Journal of Endodontics.* 2013; 39 (12): 1620–24.
36. Kamburoğlu K, Kolsuz E, Kurt H, Kiliç C, Özen T and Paksoy CM. Accuracy of CBCT Measurements of a Human Skull. *J Digit Imaging.* 2011; 24 (5): 787–93.
37. Kamburoglu K, Murat S, Kolsuz E, Kurt H, Yüksel S and Paksoy SC. Comparative Assessment of Subjective Image Quality of Cross-Sectional Cone-Beam Computed Tomography Scans. *Journal of Oral Science.* 2011; 53 (4): 501–8.
38. Kamburoğlu K, Ereş G, Akgün C, Yeta EF, Gülen O and Karacaoğlu F. Effect of Voxel Size on Accuracy of Cone Beam Computed Tomography-Aided Assessment of Periodontal Furcation Involvement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol and Oral Radiol.* 2015 120 (5): 644–50.
39. Kamburoğlu K and Kursun S. A Comparison of the Diagnostic Accuracy of CBCT Images of Different Voxel Resolutions Used to Detect Simulated Small Internal Resorption Cavities. *Int Endod J.* 2010; 43 (9): 798–807.
40. Kandlakunta P, Pham R, Khan R and Zhang T. Development of Multi-Pixel X-Ray Source Using Oxide Coated Cathodes. *Physics in Medicine and Biology.* 2017; February. doi:10.1088/1361-6560/aa5d60.
41. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji M and Langlais PR. Relationship between Density Variability and Imaging Volume Size in Cone-Beam Computerized Tomographic Scanning of the Maxillofacial Region: An in Vitro Study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod.* 2009; 107 (3): 420–25.
42. Kim TS, Obst C, Zehaczek S and Geenen C. Detection of Bone Loss with Different X-Ray Techniques in Periodontal Patients. *Journal of Periodontology* 2008; 79 (7): 1141–49.
43. Kolsuz ME, Bagis N, Orhan K, Avsever H and Demiralp KO. Comparison of the Influence of FOV Sizes and Different Voxel Resolutions for the Assessment of Periodontal Defects. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44 (7): 20150070.
44. Lagravère MO, Gordon JM, Guedes IH, Flores-Mir C, Carey JP, Heo G and Major PW. Reliability of Traditional Cephalometric Landmarks as Seen in Three-Dimensional Analysis in Maxillary Expansion Treatments. *The Angle Orthodontist.* 2009; 79 (6): 1047–56.
45. Lang NP and Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry, 2 Volume Set.* John Wiley & Sons. 2015.
46. Leung, CC, Palomo L, Griffith R and Hans MG. Accuracy and Reliability of Cone-Beam Computed Tomography for Measuring Alveolar Bone Height and Detecting Bony Dehiscences and Fenestrations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies and the American Board of*

- Orthodontics. 2010; 137 (4 Suppl): S109–19.
47. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC. A Comparative Evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On Subjective Image Quality. *European Journal of Radiology*. 2010; 75 (2): 265–69.
  48. Liedke GS, Salatino G, da Silveira HED, da Silveira HLD, Dutra V and de Figueiredo JAP. Influence of Voxel Size in the Diagnostic Ability of Cone Beam Tomography to Evaluate Simulated External Root Resorption. *Journal of Endodontics*. 2009; 35 (2): 233–35.
  49. Lisanti VF, Vincent F. Hydrolytic Enzymes In Periodontal Tissues. *Annals of the New York Academy of Sciences* 2006; 85 (1): 461–66.
  50. Malekzadeh M, Saberi B, Nemati S and Javanmard A. Assessment of Digital Panoramic Radiography's Diagnostic Value in Angular Bony Lesions with 5 Mm or Deeper Pocket Depth in Mandibular Molars. *Dent Res J*. 2017; 14 (1): 32.
  51. Matthews Jns. *Book Reviews: Altman DG 1991: Practical Statistics for Medical Research*. London: Chapman and Hall. 610pp. ISBN 0 412 38620 8. Campbell MJ, Machin D 1990: *Medical Statistics: A Common Sense Approach*. Chichester: John Wiley and Sons. 178pp.. ISBN 0 471 91881 4. *Statistical Methods in Medical Research*. 1992; 1 (1): 119–20.
  52. Mealey BL, Neubauer MF, Butzin CA and Waldrop TC. Use of Furcal Bone Sounding to Improve Accuracy of Furcation Diagnosis. *Journal of Periodontology* 1994; 65 (7): 649–57.
  53. Mengel R, Candir M, Shiratori K and Flores-de-Jacoby L. Digital Volume Tomography in the Diagnosis of Periodontal Defects: An In Vitro Study on Native Pig and Human Mandibles. *Journal of Periodontology*. 2005; 76 (5): 665–73.
  54. Miracle AC, and Mukherji KS. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 2: Clinical Applications. *AJNR*. *American Journal of Neuroradiology*. 2009; 30 (7): 1285–92.
  55. Misch KA, Yi ES and Sarment DP. Accuracy of Cone Beam Computed Tomography for Periodontal Defect Measurements. *Journal of Periodontology*. 2006; 77 (7): 1261–66.
  56. Mohan R, Mark R, Sing I and Jain A. Diagnostic Accuracy of CBCT for Aggressive Periodontitis. *Journal of Clinical Imaging Science*. 2014; 4 (Suppl 2): 2.
  57. Mol A and Balasundaram. In Vitro Cone Beam Computed Tomography Imaging of Periodontal Bone. *Dento Maxillo Facial Radiology*. 2008; 37 (6): 319–24.
  58. Molander B, Ahlqwist M, Gröndahl HG and L. Hollender. Agreement between Panoramic and Intra-Oral Radiography in the Assessment of Marginal Bone Height. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; 20 (3): 155–60.
  59. Mol V. Imaging Methods in Periodontology. *Periodontol*. 204; 2000 34: 34–48.
  60. Molteni R. Prospects and Challenges of Rendering Tissue Density in Hounsfield Units for Cone Beam Computed Tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol and Oral Radiol*. 2013; 116 (1): 105–19.
  61. Stewart B. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection*. Mosby Incorporated. 2008; 10th edition.
  62. Moshfeghi M, Tavakoli MA, Hosseini ET, Hosseini AT and Hosseini IT. Analysis of Linear Measurement Accuracy Obtained by Cone Beam Computed Tomography (CBCT-NewTom VG). *Dent Res J*. 2012; 9 (Suppl 1): S57–62.
  63. Naitoh M, Shohzoh Y, Toshihide N, Eiichiro A, Jiro N, Kensaku M, Takayuki K and Yasuhito S. Three-Dimensional Display with Quantitative Analysis in Alveolar Bone Resorption Using Cone-Beam Computerized Tomography for Dental Use: A Preliminary Study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 2006; 26 (6): 607–12.
  64. Naji P, Alsufyani NA and Manuel O. Lagravère. Reliability of Anatomic Structures as Landmarks in Three-Dimensional Cephalometric Analysis Using CBCT. *The Angle Orthod*. 2014; 84 (5): 762–72.
  65. Neves SF, de Freitas DQ, Paulo SF, Solange M, de Almeida and Haiter-Neto F. In Vitro Comparison of Cone Beam Computed Tomography with Different Voxel Sizes for Detection of Simulated External Root Resorption. *Journal of Oral Science*. 2012; 54 (3): 219–25.
  66. Newman M, Takei H, Klokkevold P and Carranza F. *Carranza's Clinical Periodontology*. Elsevier Health Sciences. 2011; 12th Edition.
  67. Nikneshan S, Sima, Aval SH, Bakhshalian N, Shahab S, Mohammadpour M and Sarikhani S. Accuracy of Linear Measurement Using Cone-Beam Computed Tomography at Different Reconstruction Angles. *Imaging Science in Dentistry*. 2014; 44 (4): 257–62.
  68. Nikneshan S, Valizadeh S, Javanmard A and Alibakhshi L. Effect of Voxel Size on Detection of External Root Resorption Defects Using Cone Beam Computed Tomography. *Iranian Journal of Radiology: A Quarterly Journal Published by the Iranian Radiological Society*. 2016; 13 (3): e34985.
  69. Noujeim M, Prihoda TJ, Langlais R and Nummikoski P. Evaluation of High-Resolution Cone Beam Computed Tomography in the Detection of Simulated Interradicular Bone Lesions. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2009; 38 (3): 156–62.

70. Oz U, Orhan K and Abe N. Comparison of Linear and Angular Measurements Using Two-Dimensional Conventional Methods and Three-Dimensional Cone Beam CT Images Reconstructed from a Volumetric Rendering Program in Vivo. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40 (8): 492–500.
71. Page RC. The Role of Inflammatory Mediators in the Pathogenesis of Periodontal Disease. *J Periodon Res.* 1991; 26 (3 Pt 2): 230–42.
72. Page RC. The Etiology and Pathogenesis of Periodontitis. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry.* 2002; 23 (5 Suppl): 11–14.
73. Panchbhai A. Wilhelm Conrad Röntgen and the Discovery of X-Rays: Revisited after Centennial. *Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology.* 2015; 27 (1): 90.
74. Panzarella, FK, Junqueira J, Oliveira LB, de Araújo NS and Costa C. Accuracy Assessment of the Axial Images Obtained from Cone Beam Computed Tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40 (6): 369–78.
75. Papapanou PN, Panos N and Wennstrom JL. The Angular Bony Defect as Indicator of Further Alveolar Bone Loss. *Journal of Clinical Periodontology.* 1991; 18 (5): 317–22.
76. Patcas, R, Markic G, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T, Kellenberger CJ and Karlo CA. Accuracy of Linear Intraoral Measurements Using Cone Beam CT and Multidetector CT: A Tale of Two CTs. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41 (8): 637–44.
77. Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R and Ford TP. Detection of Periapical Bone Defects in Human Jaws Using Cone Beam Computed Tomography and Intraoral Radiography. *Int Endod J.* 2009; 42 (6): 507–15.
78. Pinheiro L, Scarfe W, Sales MO, Gaia B, Cortes ARG and Cavalcanti M. Effectiveness of Periapical Radiography Versus Cone Beam Computed Tomography with Different Kilovoltage Settings in the Detection of Chemically Created Peri-Implant Bone Defects: An In Vitro Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2017;32 (4): 741–50.
79. Reed AB. The History of Radiation Use in Medicine. *Journal of Vascular Surgery.* 2010; September. 53 (1): 3S – 5S.
80. Ross IF and Thompson RH. Furcation Involvement in Maxillary and Mandibular Molars. *J Periodontol.* 1980; 51 (8): 450–54.
81. Rupprecht RD, Horning GM, Nicoll BK and Cohen ME. Prevalence of Dehiscences and Fenestrations in Modern American Skulls. *J Periodontol.* 2001;72 (6): 722–29.
82. Sabban H, Mahdian M, Dhingra A, Lurie AG and Tadinada A. 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.* 2015; 45 (2): 73–80.
83. Saberi BV, Nemati S, Malekzadeh M and Javanmard. A. Assessment of Digital Panoramic Radiography's Diagnostic Value in Angular Bony Lesions with 5 Mm or Deeper Pocket Depth in Mandibular Molars. *Dent Res J.* 2017; 14 (1): 32–36.
84. Saffar JL, Lasfargues JJ and Cherruau M. Alveolar Bone and the Alveolar Process: The Socket That Is Never Stable. *Periodontol.* 2000 1997; 13 (1): 76–90.
85. Safi Y, Esmaeelinejad M, Vasegh Z, Valizadeh S, Aghdasi MM, Sarani O and Afsahi M. Utility of a Newly Designed Film Holder for Premolar Bitewing Radiography. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR.* 2015; 9 (11): TC04–07.
86. Sakhdari S, Shirin, Talaeipour AR, Talaeipour M, Pazhutan M, Tehrani SH and Kharazifard MJ. Diagnostic Accuracy of CBCT with Different Voxel Sizes and Intraoral Digital Radiography for Detection of Periapical Bone Lesions: An Ex-Vivo Study. *J Dent.* 2016; 13 (2): 77–84.
87. Sales SFC, Gialain IO, Kobayashi-Velasco S, Pannuti CM and Cavalcanti MGP. Detection of Furcation Involvement Using Periapical Radiography and 2 Cone-Beam Computed Tomography Imaging Protocols with and without a Metallic Post: An Animal Study. *Imaging Science in Dentistry.* 2017; 47 (1): 17.
88. Sandalli P. *Periodontolji.* 2. Erler Matbaası. Temmuz 2007.
89. Sarmant D. *Cone Beam Computed Tomography: Oral and Maxillofacial Diagnosis and Applications.* John Wiley & Sons.2013.
90. Saygin N, Giannobile EWV and Somerman MJ. Molecular and Cell Biology of Cementum. *Periodontol* 2000. 2000; 24 (October): 73–98.
91. Scaf G, Morihisa O and Loffredo LCM. Comparison between Inverted and Unprocessed Digitized Radiographic Imaging in Periodontal Bone Loss Measurements. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB.* 2007; 15 (6): 492–94.
92. Scarfe WC, Azevedo B, Pinheiro LR, Priaminiarti M and Sales MAO. The Emerging Role of Maxillofacial Radiology in the Diagnosis and Management of Patients with Complex Periodontitis. *Periodontol* 2000. 2017;74 (1): 116–39.
93. Scarfe WC, Farman AG and Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography

- in Dental Practice. Journal. 2006;72 (1): 75–80.
94. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA and Farman AG. Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Essence, Elements and Steps to Interpretation. Australian Dental Journal. 2012; 57 Suppl 1 (March): 46–60.
  95. Scheid RC and Woelfel JB. Woelfel's Dental Anatomy: Its Relevance to Dentistry. Lippincott Williams & Wilkins. - 2007b. Woelfel's Dental Anatomy: Its Relevance to Dentistry. Lippincott Williams & Wilkins. 2007a. 2007b 8th Edition.
  96. Schumacher GH. Repetitorium Anatomie Für Zahnmediziner. Broschiert. 1996.
  97. Schwartz J, Stinson FL and Parker RB. The Passage of Tritiated Bacterial Endotoxin across Intact Gingival Crevicular Epithelium. J Periodontol. 1972; 43 (5): 270–76.
  98. Sculean A. Periodontal Regenerative Therapy. Quintessence Publishing Company. 2010.
  99. Sherer MAS, Visconti PJ, Ritenour ER and Haynes K. Radiation Protection in Medical Radiography. Elsevier Health Sciences. 2014; 7th Edition.
  100. Silva NC, Barriviera M, Junqueira JLC, Panzarella FK and Raitz R. Intraobserver and Interobserver Reproducibility in Linear Measurements on Axial Images Obtained by Cone-Beam Computed Tomography. Imaging Science in Dentistry. 2017; 47 (1): 11–15.
  101. Singh A, Gundappa M and Mohan R. Three-Dimensional Imaging in Periodontal Diagnosis-Utilization of Cone Beam Computed Tomography. Journal of Indian Society of Periodontology. 2011; 15 (1): 11.
  102. Skundberg PA. Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection. 6th Ed. Radiology. 1998; 207 (2): 310–310.
  103. Sobotta J. Atlas and Textbook of Human Anatomy- Scholar's Choice Edition. Scholar's Choice. 2015.
  104. Sodek J, and McKee D. Molecular and Cellular Biology of Alveolar Bone. Periodontol 2000. 2000; 24 (October): 99–126.
  105. Sun Z, Smith T, Kortam S, Kim DG, Tee BC and Fields H. Effect of Bone Thickness on Alveolar Bone-Height Measurements from Cone-Beam Computed Tomography Images. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies and the American Board of Orthodontics. 2011; 139 (2): e117–27.
  106. Suphanantachat S, Tantikul K, Tamsailom S, Kosalagood P, Kanokwan Nisapakultorn K and Tavedhikul K. Comparison of Clinical Values between Cone Beam Computed Tomography and Conventional Intraoral Radiography in Periodontal and Infrabony Defect Assessment. Dentomaxillofacial Radiol. 2017; March, 20160461.
  107. Takeshita W, Bragatto F, Filho LI, Kasuya AB, Chicarelli M, Queiroz A and Iwaki LW. Accuracy in the Diagnosis of Vertical Root Fractures, External Root Resorptions and Root Perforations Using Cone-Beam Computed Tomography with Different Voxel Sizes of Acquisition. Journal of Conservative Dentistry: JCD 2016; 19 (6): 573.
  108. Tanimoto H and Arai Y. The Effect of Voxel Size on Image Reconstruction in Cone-Beam Computed Tomography. Oral Radiol. 2009; 25 (2): 149–53.
  109. Tubiana M. Wilhelm Conrad Röntgen and the discovery of X-rays Bulletin de l'Academie nationale de medecine. 1996;180 (1): 97–108.
  110. Tugnait A and Carmichael F. Use of Radiographs in the Diagnosis of Periodontal Disease. Dental Update. 2005; 32 (9): 536–42.
  111. [http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoym/Di%20C5%9F%20sert%20dokular%20C4%B1\(Mine,%20Dentin;%20Sement\)%20histolojisi\\_12.pdf](http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoym/Di%20C5%9F%20sert%20dokular%20C4%B1(Mine,%20Dentin;%20Sement)%20histolojisi_12.pdf). "Ulusoy." April 2011
  112. Umetsubo OS, Gaia BF, Costa FF and Cavalcanti MGP. Detection of Simulated Incipient Furcation Involvement by CBCT: An in Vitro Study Using Pig Mandibles. Brazilian Oral Research. 2012;26 (4): 341–47.
  113. Uzun I, Gunduz K, Celenk P, Avsever H, Orhan K, Canitezzer G, Ozmen B, Cicek E and Egrioglu E. Comparing the Effect of Different Voxel Resolutions for Assessment of Vertical Root-Fracture of Permanent Teeth. Iranian Journal of Radiology: A Quarterly Journal Published by the Iranian Radiological Society. 2015; 12 (2). doi:10.5812/iranjradiol.18290.
  114. Vandenberghe B, Jacobs R and Yang J. Diagnostic Validity (or Acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-Images for Assessing Periodontal Breakdown. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod. 2007; 104 (3): 395–401.
  115. Vandenberghe B, Jacobs R and Yang J. Detection of Periodontal Bone Loss Using Digital Intraoral and Cone Beam Computed Tomography Images: An in Vitro Assessment of Bony and/or Infrabony Defects. Dentomaxillofac Radiol. 2008; 37 (5): 252–60.
  116. Vandenberghe B and Jacobs R. The Influence of Tube Potential on Periodontal Bone Level Measurements and Subjective Image Quality Using a Digital Photostimulable Storage Phosphor

- Sensor. *Journal of Oral and Maxillofacial Research*. 2010;. doi:10.5037/jomr.2029-283x.2010.1.1.e5.
117. de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos KF, Neves FS, Melo SLS, Campos PSF and Haiter-Neto F. Detection of Periimplant Fenestration and Dehiscence with the Use of Two Scan Modes and the Smallest Voxel Sizes of a Cone-Beam Computed Tomography Device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol and Oral Radiol*. 2013; 115 (1): 121–27.
  118. Vijay G and Raghavan V. Radiology in Periodontics. *Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology*. 2013; 25: 24–29.
  119. Walter C, Weiger R and Zitzmann NU. Accuracy of Three-Dimensional Imaging in Assessing Maxillary Molar Furcation Involvement. *J Clin Periodontol*. 2010; 37 (5): 436–41.
  120. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M and Kirkevang LL. Variable-Resolution Cone-Beam Computerized Tomography with Enhancement Filtration Compared with Intraoral Photostimulable Phosphor Radiography in Detection of Transverse Root Fractures in an in Vitro Model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod*. 2009; 108 (6): 939–45.
  121. White SC and Pharoah MJ. *Oral radiology: principles and interpretation*. 2014; 7th Edition. St. Louis, Missouri 63043.
  122. Wikner J, Hanken H, Eulenburg C, Heiland M, Gröbe A, Assaf AT, Riecke B and Friedrich RE. Linear Accuracy and Reliability of Volume Data Sets Acquired by Two CBCT-Devices and an MSCT Using Virtual Models: A Comparative in-Vitro Study. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2016; 74 (1): 51–59.
  123. Özer SY. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone Beam Computed Tomography with Variable Voxel Sizes in an In Vitro Model. *Journal of Endodontics*. 2011; 37 (1): 75–79.




## 8. ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Konya’da doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Konya’da tamamladım. 2006 yılında Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü Beslenme Ve Diyetetik Yüksekokulu’nda eğitime başladım. 2008 yılında Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazanarak 2008-2013 yılları arasında diş hekimliği lisans eğitimimi tamamladım. 2014 yılında Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı’nda uzmanlık yapmaya hak kazandım. Halen ilgili birimde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktayım.



## 9. EKLER

Ek-A



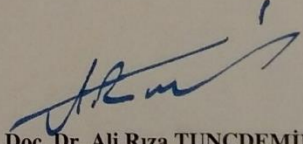
**NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Sayı: 2017/08 09.08.2017

**Sayın Doç.Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER**

*Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 09.08.2017 tarihinde yapılan 2017/08 sayılı toplantısında, yürütücüsü olduğunuz "Periodontaldefektlerin tespitinde konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile bitewing radyografların karşılaştırılması ve farklı voxel çözünürlüklerinin oluşturduğu etkinin değerlendirilmesi: invitro çalışma" başlıklı projenin bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.*

Saygılarımla...



**Doç. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR**  
NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi  
İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar  
Etik Kurul Bşk