



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ

AĞIZ DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT CERRAHİSİ ÖNCESİ RADYOGRAFİK DEĞERLENDİRMEDE DİJİTAL
PANORAMİK GRAFİ VE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
ARASINDAKİ UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Haluk Yener ÜNSAL

Samsun

Haziran-2017

TC.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Dt. Haluk Yener ÜNSAL tarafından Doç. Dr. Burcu BAŞ danışmanlığında hazırlanan "İmplant Cerrahisi Öncesi Radyografik Değerlendirmede Dijital Panoramik Grafi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Arasındaki Uyumun Değerlendirilmesi" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 12/06/2017 tarihinde yapılan sınav ile Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Belgin GÜLSÜN
Dicle Üniversitesi Diş. Hek. Fak.

Üye: Prof. Dr. Mahmut SÜMER
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş. Hek. Fak.

Üye: Doç. Dr. Burcu BAŞ (Danışman)
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş. Hek. Fak.

Bu tez, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.


11.09.2017

Prof. Dr. Selim ARICI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı ✓



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ

AĞIZ DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT CERRAHİSİ ÖNCESİ RADYOGRAFİK
DEĞERLENDİRMEDE DİJİTAL PANORAMİK GRAFİ VE KONİK
IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ARASINDAKİ UYUMUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Haluk Yener ÜNSAL

Danışman

Doç. Dr. Burcu BAŞ

Samsun

Haziran-2017

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin her aşamasında, çok değerli tecrübe ve önerileriyle bana destek olan ve yol gösteren tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Burcu Baş'a; tez çalışmam için hastaların radyolojik kayıtlarının incelenmesinde yardımlarını esirgemeyen Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Pınar Sümer'e; bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, bana her zaman destek olan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Belgin Gülsün'e,

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmamın tamamlanmasında gösterdikleri anlayış ve destekleri için başta bölüm başkanımız Sayın Prof.Dr. Mahmut Sümer olmak üzere Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda beraber çalıştığım tüm hocalarım ve asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimime başladığım Dicle Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda, beraber çalıştığım tüm hocalarım ve asistan arkadaşlarıma,

Çalışmamın her aşamasında eşsiz desteğini esirgemeyerek moral ve motivasyonumu yükselten, hayatım boyunca yanımda olmasını istediğim Uzm. Dt. Kübra Alan'a,

Bugünlere gelmemde sonsuz sevgi ve inançlarıyla hep yanımda olan sevgili aileme,

Tüm kalbimle saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

İMLANT CERRAHİSİ ÖNCESİ RADYOGRAFİK DEĞERLENDİRMEDE DİJİTAL PANORAMİK GRAFİ VE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ARASINDAKİ UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu araştırmanın amacı, çenelerin farklı bölgelerinde implant planlaması amacıyla yapılan vertikal kemik mesafesi ölçümlerinde panoramik radyografinin, konik ışınli bilgisayarlı tomografiye göre doğruluğunun karşılaştırılmasıdır.

Materyal Metod: Çalışma,retrospektif olarak 206 hastaya ait olan panoramik radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi(KIBT) görüntüleri üzerinde yürütüldü. Hastalardan elde edilen radyolojik kayıtlar üzerinde implant planlaması yapılacak 752 dişsiz saha tespit edildi. Diş kaybı olan bölgeler anatomik oluşumlara yakınlıkları gözetilerek maksiller sinüs, mental foramen ve burun tabanı olmak üzere 3 grup altında toplandı. Maksiller sinüs alt sınırı ile alveol kret tepesi, mental foramen üst sınırı ile alveol kret tepesi ve burun tabanı ve alveol kret tepesi arasındaki kemik mesafeleri vertikal olarak panoramik radyografinin görüntüleme programı ve KIBT enine kesitleri üzerinde ölçüldü. Ölçümler arasındaki uyum istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: Maksiller sinüs grubunda panoramik radyografi üzerinde yapılan ölçümler KIBT üzerinde yapılan ölçümlerle uyumlu bulunmuştur ($P<0,732$). Mental foramen grubunda panoramik radyografi ve KIBT' den elde edilen ölçümler birbiriyle uyumlu bulunmamıştır ($p=0,041$) ($p<0,001$). Burun tabanı grubunda panoramik radyografi üzerinde yapılan ölçümler, KIBT üzerinde yapılan ölçümlerle uyumlu bulunmamıştır ($p:0,029$).

Sonuç: Dental implant planlaması amacıyla vertikal kemik mesafesi ölçümlerinde panoramik radyografi, KIBT'ye gerek olmadan maksiller sinüs bölgesinde güvenle kullanılabilir. Buna karşın, mental foramen ve burun tabanı bölgesinde özellikle bu anatomik bölgelere yakın komşulukta implant yerleştirilecekse sadece panoramik radyografiye güvenmek riskli olabilir.

Anahtar Kelimeler: Panoramik radyografi, konik ışınli bilgisayarlı tomografi, KIBT, implant planlama

Haluk Yener ÜNSAL, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, 2017

ABSTRACT

ASSESSMENT OF ACCORDANCE BETWEEN DIGITAL PANORAMIC RADIOGRAPHY AND CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY ON RADIOGRAPHIC EXAMINATION BEFORE IMPLANT SURGERY.

Aim: The purpose of this study is to compare the accuracy of panoramic radiography versus cone-beam computed tomography in vertical bone distance measurements for implant planning in different regions of the jaws.

Material and Method: The retrospective study was performed on panoramic radiography and cone beam computed tomography(CBCT) images of 206 patients. 752 edentulous implant site was determined on the radiological records of the patients. The edentulous areas were categorized into 3 groups; maxillary sinus, mental foramen and nasal floor, according to the localizations. Bone distances, between the maxillary sinus lower border and the alveolar crest; upper point of mental foramen and the alveolar crest; nasal floor and the alveolar crest were measured both on the imaging software program of the panoramic radiography and CBCT cross sections. The measurements were then compared by statistical analysis.

Results: The measurements performed on the panoramic radiograph were found to be consistent with the measurements on the CBCT in the maxillary sinus group ($P<0,732$). The measurements performed on panoramic radiography were not consistent with the measurements on the CBCT in the mental foramen group ($p=0,041$) ($p<0,001$) and in the nasal floor group ($p: 0.029$).

Conclusion: Panoramic radiography could be used safely instead of cone beam computed tomography for vertical bone distance measurements on maxillary sinus region for implant planning. However on mental foramen and nasal floor region it may be risky to trust on panoramic radiography alone especially when placing implants very close to these regions.

Keywords: Panoramic radiography, cone beam computed tomography, CBCT, implant planning

Haluk Yener ÜNSAL, Expertise Thesis
Ondokuz Mayıs University-Samsun, 2017

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı tomografi

p: Bir olayın ortaya çıkma şansının olasılığını kabul etmek için gereken kanıtların miktarı, anlamlılık düzeyi

MS: Maksiller sinüs

MF: Mental foramen

ICC: Sınıf içi korelasyon katsayısı

MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

PR: Panoramik radyografi

kVp : Kilovolts peak

ma: Miliamper

3D: Üç boyutlu

HU : Hounsfield birimi (Hounsfield Unit)

mm: Milimetre

cm: Santimetre

FOV: Field of view

ALARA: As low as reasonably achievable

CCD: Charged coupled device

IIT: Image intensifier tube

Ncm: Newtom santimetre

YKR: Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu

cc: mililitre

AL: Anterior loop

\bar{d} : Farkların ortalaması

SD: Standart sapma

FHD: Frankfurt Horizontal Düzlemi

rho: Korelasyon katsayısı

pSv: Microsievert

mm³: Milimetreküp

MS II: Maksiller Sinüs II

MF I: Mental Foramen I

MF II: Mental Foramen II

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantın Tarihçesi.....	3
2.2. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri.....	4
2.2.1. Endosteal İmplantlar	4
2.2.2. Endodontik İmplantlar	5
2.2.3. Subperiostal İmplant.....	5
2.2.4. İntramukozal İmplantlar	5
2.2.5. Transmandibular İmplantlar	5
2.3. İmplant Şekline Göre Sınıflandırma	6
2.3.1. Blade Tipi İmplantlar	6
2.3.2. Vent Tipi İmplantlar	7
2.3.3. Silindirik Tip İmplantlar	7
2.3.4. Vida Tipi İmplantlar	7
2.4. Dental İmplant Materyallerinde Aranılan Özellikler	8
2.5. Dental İmplant Endikasyonları	8
2.6. Dental İmplant Kontraendikasyonları	9
2.6.1. Genel Kontrendikasyonlar	9
2.6.2. Lokal Kontrendikasyonlar	9
2.7. İmplant Başarı Kriterleri	10
2.8. Dental İmplant Tedavi Planlaması	10

2.8.1. Anamnez.....	11
2.8.2. Fiziksel Muayene.....	12
2.8.3. Klinik Muayene	12
2.8.4. Çalışma Modelleri ve Fotoğrafları	12
2.8.5. Radyolojik İnceleme.....	13
2.9. Dental İmplant Uygulamalarında Radyolojik Değerlendirilme.....	13
2.10. İmplant Planlaması Öncesinde Görüntüleme Yöntemi Seçimi.....	13
2.10.1. Ağız İçi Radyografiler	14
2.10.2. Panoramik Radyografi (PR)	14
2.10.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	19
2.10.4. Sefalometrik Radyografi	19
2.10.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	19
2.10.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)	28
2.11. Alveoler Kemik.....	35
2.11.1. Alveoler Kemik Yapısı.....	35
2.11.2. Alveoler Kemik Rezorpsiyonu	36
2.11.3. Alveoler Kemik Sınıflandırılması	36
2.12. Mevcut Kemik.....	39
2.12.1. Mevcut Kemik Yüksekliği	39
2.12.2. Mevcut Kemik Genişliği	40
2.12.3. Mevcut Kemik Uzunluğu	41
2.12.4. Mevcut Kemik Açısı.....	41
2.13. Kemik Yoğunluğunun BT'de Belirlenmesi	41
2.14. İmplant Uygulamalarında Meydana Gelen Cerrahi Komplikasyonlar	42
2.14.1. İntraoperatif Komplikasyonlar	42
2.14.2. Postoperatif Komplikasyonlar	43

2.15. İmplant Planlamasında Dikkat Edilmesi Gereken Anatomik Bölgeler.....	43
2.15.1. Maksiller Sinüs	43
2.15.2. Nazal Kavite	51
2.15.3. Mandibular Kanal.....	57
2.15.4. Mental Foramen.....	59
3. MATERYAL METOD	64
3.1. Çalışmaya Dahil Etme Kriterleri.....	64
3.2. Çalışmadan Hariç Tutma Kriterleri.....	64
3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	65
3.4. Görüntülerin Değerlendirilmesi	65
3.5. Çalışmada Kullanılan Görüntüleme Cihazlarının Özellikleri	65
3.5.1. KIBT Cihazının Teknik Özellikleri.....	65
3.5.2. Panoramik Radyografi Cihazının Teknik Özellikleri.....	66
3.6. Çalışmaya Dahil Edilen Gruplar ile İlgili Ölçümler	67
3.6.1. Maksiller Sinüsle İlgili Ölçümler	67
3.6.2. Mental Foramenle İlgili Ölçümler.....	70
3.6.3. Burun Tabanıyla İlgili Ölçümler	73
3.7. İstatistiksel Metot	75
4. BULGULAR.....	76
4.1. Maksiller Sinüs (MS) Grubuyla İlgili İstatistiksel Bulgular	76
4.2. Mental Foramen I (MF I) ve Mental Foramen II (MF II) Gruplarıyla İlgili İstatistiksel Bulgular.....	78
4.3. Burun Tabanı Grubuyla İlgili İstatistiksel Bulgular.....	82
4.4. Maksiller Sinüs II (MSII) Grubuyla İlgili İstatistiksel Bulgular.....	84
5. TARTIŞMA	87
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	101

KAYNAKLAR	102
EKLER	116
ÖZGEÇMİŞ	117



1.GİRİŞ

Kaybolan dişlerin yerine konulması amacıyla öne sürülmüş en güncel yaklaşım dental implantlardır (Carranza, 2006). Bir implant prosedürünün başarılı şekilde sonlanması hastanın genel sağlık durumu, implant materyalinin biyouyumluluğu, implant materyalinin yüzey özellikleri, cerrahi prosedür ve kemiğin kalite ve hacmi gibi parametrelere bağlıdır (Türkyılmaz ve ark., 2007). Başarılı bir implant cerrahisi için doğru klinik ve radyolojik muayene esastır.

Oral implantolojide radyografi önemli bir yere sahiptir. İmplant cerrahisinden önce bölgedeki kemiğin kantitesinin ve kalitesinin belirlenmesi gerekir. Hekimin implantları istediği şekilde yerleştirebilmesi için çene kemiğinin şeklini, rezorpsiyon miktarını, kemiğin yapısını, kemiğin yükseklik, genişlik, uzunluk ve açısını iyi bilmesi gerekmektedir. İmplant planlaması yapılırken, anatomik landmarklara dikkat edilmesi ve bu yapıların korunması gerekmektedir. Alt çenede; mandibular kanal, mental foramen, üst çenede; burun tabanı ve maksiller sinüs gibi anatomik yapıların sınırlarının iyi tanımlanması gerekir. Bu yapıların sınırları ve konumu radyografik yöntemlerle ele alınır (Çelik ve ark., 2007).

Oral implant planlamasında her görüntüleme yönteminin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (Resnik ve ark., 2008). Radyografik yöntem seçiminde, maliyeti düşük ve tedavi planlaması için yeterli diagnostik bilgiyi sağlayan mümkün olan en az radyasyon dozuyla çalışan yöntem kullanılmalıdır. Bu prensip “ALARA” (ALARA principle: as low as reasonably achievable) olarak tanımlanmaktadır (Resnik ve ark., 2008).

Panoramik radyografi dişhekimliğinde rutin olarak kullandığımız görüntüleme yöntemlerinden biridir. (White ve Pharoah, 2009). Panoramik radyografiler maksilla ve mandibulanın görüntülenmesi yanında, temporomandibular eklem, orbita, zigomatik kemiğin alveoler bölümü, maksiller sinüs ve bununla beraber çevresinde komşu dokuların geniş bir alanda izlenmesine de olanak tanır (Pasler ve Visser, 2007). Panoramik radyografilerde, kemiğin yüksekliği ile ilgili değerlendirme yapılabilirken, genişliğiyle ilgili değerlendirme yapılamaz. Konik ışımlı bilgisayarlı tomografi (KİBT), gelişen teknolojiyle beraber yaygın olarak diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanan, oral ve maksillofasial bölgeyle ilgili üç boyutlu görüntü imkanı veren bir görüntüleme

yöntemidir (Senem ve Yiğit, 2010). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi'nin dentomaksillofasiyal görüntüleme deki doğruluğu ve güvenilirliği birçok çalışmada ortaya konmuştur (Damstra ve ark., 2010; Kamburoglu ve ark., 2011). Buna karşın her ne kadar baş boyun bölgesindeki ölçümler için KIBT altın standart olarak önerilmekteyse de, halen her merkezde bulunmaması ve diğer rutin görüntüleme sistemlerine göre radyasyon dozunun yüksek olması gibi dezavantajlara sahiptir (Patel ve ark., 2007). Bu nedenle literatürde, panoramik ve radyografilerde yapılan ölçümlerin doğruluğu önemli bir tartışma konusu olmuştur. Çalışmamızda, çenelerde arklı bölgelerde ki implant planlaması sırasında, panoramik radyografinin KIBT'ye göre tutarlılığını değerlendirmeyi amaçlamaktayız.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tarihçesi

Kaybedilen bir organın fonksiyonlarını tekrar yerine koyma çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir. Kaybedilen organ veya dokuların fonksiyonunun ve estetiğinin yeniden sağlanması ihtiyacı, çağlar boyunca bilim insanlarının önemli bir uğraşı haline gelmiştir.

İmplant sözcüğü Latince “in=içerisine, içerisinde” ve “planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen iki sözcüğün bileşiminden oluşmuştur. Anlam olarak ise “bir fonksiyon elde etme amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim”e verilen addır (Güzel ve ark., 2006). İmplantasyon ise bu yerleştirme işlemine verilen addır. Dental implant ise diş eksikliğini gidermesi amacıyla üretilen, kaybedilen dişin görev ve fonksiyonlarını yerine koymayı amaçlayan yapılardır (Bränemark, 2005).

Dental implant uygulamaları yeni bir buluş değildir. Çok eski çağlardan itibaren, değişik formda dental implantlar kayıp dişlerin yerlerine geçecek şekilde kullanılmışlardır. Dental implantlara ait ilk bulgu M.S 600 yılları civarında yaşamış olan Mayalara ait bir mezar kazısından elde edilmiştir. Mısır ve Orta Doğu’da da implantlarla ilgili çalışmalar yapıldığı bilinmektedir. Kronolojik olarak geçmişe bakıldığında deniz kabukları, çekilmiş dişler, altın, altın telleri, gümüş alaşımları, fil dişi gibi farklı materyaller implant maddesi olarak kullanılmıştır (Linkow, 1961). Mısırlılar döneminde, deniz kabuklarının kesilip şekillendirildikten sonra çene kemiğindeki eksik dişlerin yerine yerleştirildiğine inanılmaktadır (Norton, 2006).

1938’de Strock adındaki araştırmacı Harvard Üniversitesi’nde içi dolu vida şeklinde implantı, 1940’ta da ilk kez endodontik implantı geliştirmiştir (Derome, 1973). Oral implantolojideki bilimsel gelişmelerin başlangıcını ise Branemark ve arkadaşlarının saf titanyum implantlar ile yaptıkları temel çalışmalar oluşturmaktadır. Branemark, 1955 yılında tavşan tibialarında revaskülarizasyonu incelediği bir deney esnasında tesadüfen kemik ile titanyum arasındaki sıkı adaptasyonu fark ederek konuyu daha detaylı araştırmış ve bu fenomene ‘osseointegrasyon’ adını vermiştir.

Osseointegrasyon tanımlamasının ardından, Branemark titanyumdan yapılmış silindirik şeklindeki implantları insanlar üzerinde uygulamaya başlamıştır

(Carranza, 2006). Günümüzde, hemen her tip diş eksikliğinin rehabilitasyonu amacıyla endosseöz ve silindirik implantlar kullanılmaktadır (Carranza, 2006).

2.2. Dental İmplant Tanımı ve Çeşitleri

Sabit ve hareketli protezlere destek olmak ve retansiyon sağlamak amacıyla mukoza veya periost altına, kemik içine ya da üzerine cerrahi olarak yerleştirilen alloplastik materyale dental implant adı verilir. Dental implantlar kemiğe yerleştirilme pozisyonlarına göre, yapıldıkları materyale göre ve şekillerine göre sınıflandırılır.

Dental implantlar yerleştirildiklere yere ve destek dokulara göre şu şekilde sınıflandırılabilir:

- a. Endosteal implantlar
- b. Endodontik implantlar
- c. Subperiostal implantlar
- d. İntramukozal implantlar
- e. Transmandibular implantlar
- f. Endosteal implantlar

2.2.1. Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar, dişsiz alveoler kemiği örten mukozanın altındaki maksiller veya mandibuler kemiğin içine yerleştirilirler. Günümüzde en çok tercih edilen implant tipidir. Yapımında kullanılan materyale (seramikler, metaller vb.), implantın tasarımına (blade, silindir vb.) ve yüzey özelliklerine göre (hidroksilapatit, titanyum plazma sprej kaplı, kumlama ve asitle pürüzlendirilmiş gibi) değişik sınıflara ayrılabilirler (Schroeder ve ark., 1991).

Endosteal implantlar şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Kök formunda implantlar
 - Silindir tipinde
 - Vida (screw) tipinde
2. Blade implantlar
3. Kişiye özel implantlar.

2.2.2. Endodontik İmplantlar

Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacı ile dişin kök kanalı içinde ilerleyerek, periapikal kemiğe uzanan, yivli ve/veya yivsiz, pin şeklindeki implantlardır. Diğer implant sistemlerinden farklı olarak endodontik implantlar ağız kavitesine açılmazlar (Asundi ve ark., 1999). Endodontik stabilizatör, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar (Tunalı, 1996).

2.2.3. Subperiostal İmplantlar

Periost altındaki alveol kemiğine uyum sağlayacak ve proteze destek olacak şekilde planlanmış, eyer şeklindeki bir iskeleti andıran imlant çeşididir (Şekil 1). İlk olarak, 1943 yılında İsveçli dişhekimi G.S. Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde periostun altına yerleştirilmiştir (Schroeder ve ark., 1991). Alveol kemiği üzerine bir eğer gibi oturarak çiğneme kuvvetlerinin kemiğin tamamına dağılmasını sağlar.



Şekil 1. Subperiostal implant

2.2.4. İnamukozal İmplantlar

Tam veya hareketli bölümlü protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen buton şeklinde implantlardır. İnamukozal implantlar, submukozal ya da subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar (Tunalı, 1996).

2.2.5. Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implant sistemleri, özellikle atrofik mandibulanın anterior bölgesi için geliştirilmiştir. Bu sistem; bir adet kaide plağı, beş adet kortikal vida ve dört adet transosteal posttan oluşur (Stellingsma ve ark., 2004). Üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen bu implantlar, alt çenenin ön bölümünde submental bölgeye

uygulanır (Şekil 2). Özellikle alt çenenin kaza sonucu veya cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede madde kaybına uğradığı vakalarda kullanılırlar (Türker ve Yüçetaş, 1997).



Şekil 2. Transmandibular implant

2.3. İmplant Şekline Göre Sınıflandırma

2.3.1. Blade Tipi İmplantlar

İlk defa, 1940'ların sonlarında Lincow tarafından öne sürülmüş ve yaygın olarak tüm dünyada, 30 yıl süresince kullanım alanı bulmuşlardır. Dar ve aşırı seviyede atrofiye olmuş dişsiz kretlerde kullanımı endikedir. Deneysel ve klinik uzun dönem başarı oranlarının yetersiz olması, ortaya çıkan yumuşak doku problemleri ve kemikte atrofiye sebep olmaları gibi nedenlerden dolayı günümüzde blade tipi implantlar kullanılmamaktadır (Hahn ve ark., 1990) (Şekil 3).



Şekil 3. Blade tipi implant

2.3.2. Vent Tipi İmplantlar

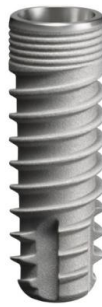
Bu tip implantlarda asıl amaç, daha geniş bir ankraj yüzeyi oluşturulması, implant yatağında mümkün olabildiğince en az kemik kaybı ve implantın hacminin küçültülmesidir (Şekil 4). İmplantın gövdesinde bulunan deliklerde oluşan kemik, fizyolojik yüklerde kuvveti absorbe edici olarak görev yapar ve kemik-implant ara yüzeyindeki kayma direncini artırır (Sertgöz, 2005).



Şekil 4. Vent tipi implant

2.3.3. Silindirik Tip İmplantlar

Bu tip implantlar osseointegrasyonu sağlamak için implant yüzeyi titanyum plazma sprey veya hidroksilapatit ile kaplanan silindir şeklindeki implantlardır (Skalak, 1983) (Şekil 5). İmplant yüzeylerinin pürüzlendirilmesi ile vida tipi implantlardaki gibi kilitlenme sağlanır (Siegele, 1989). Yüzey pürüzleri sayesinde kemik ve implant arasında Angström seviyesinde apozisyon sağlanabilir (Sertgöz, 2005).



Şekil 5. Silindirik tip implant

2.3.4. Vida Tipi İmplantlar

Vida şeklindeki implantlar yivler arasına kemik dolarak osseointegrasyonu sağlamaya yönelik hazırlanmıştır (Şekil 6). Bu tip implantın daha erken yüklenebilmesi, primer stabilitenin iyi olması, yükün kemiğe daha kontrollü olarak

iletilmesi gibi avantajları vardır (Türker ve Yüçetaş, 2004). Vida tipi implantlar alveol kemiği içinde sıkışma kuvvetlerine iyi yanıt verirken çekme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır.



Şekil 6. Vida tipi implant

2.4. Dental İmplant Materyallerinde Aranılan Özellikler

Günümüzde kullanılan dental implantlar aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır:

- Komşu sert ve yumuşak dokular ile uyumlu olmalı
- Korozyona karşı dirençli olmalı
- Toksik ve alerjik reaksiyona neden olmamalı
- Mekanik, fonksiyonel ve termal gerilimlere karşı dirençli olmalı
- Gerekğinde şekillendirilebilmeli
- Yüzeyi kaplanabilmeli
- Yapımı, uygulanması ve vücut dokularıyla uyumu kolay ve yeterli olmalıdır (Schulte, 1995).

2.5. Dental İmplant Endikasyonları

Dental implant tedavisinin endikasyonları şu şekilde sıralanabilir:

- Tutuculuk sağlanamayan total dişsiz hastalar
- Tek taraflı dişsiz sonlanan vakalarda
- Oldukça uzun köprü gövdesi gerektiren sabit protez olguları
- Hareketli protez kullanamayan parsiyel dişsiz hastalar
- Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak reddeden hastalar
- Oral müsküler koordinasyonu zayıf olan hastalar
- Köprü yapılması için doğal dişlerin konum ve sayısının yetersizliğinde
- Kusma refleksi olan, tam ve bölümlü protez taşıyan hastalar
- Dişsiz sonlanan çeneler

- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri
- Diş agenezisi
- Maksillofasiyal protezlere destek olarak
- Ortodontik tedavide ankraj sağlamak amacıyla

2.6. Dental İmplant Kontraendikasyonları

Dental implant kontrendikasyonları genel ve lokal kontrendikasyonlar olmak üzere ikiye ayrılır.

2.6.1. Genel Kontrendikasyonlar

- Majör psikolojik bozukluklar
- Riskli kalp patolojileri
- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
- Alkol ve ilaç bağımlılığı
- Hastanın yaşı (Büyüme çağındaki genç hastalar)
- Hamilelik
- İntravenöz bifosfonat kullanımı
- Sigara içenler, alkol ve ilaç bağımlılığı olan hastalar
- Parafonksiyonel bozukluğu olan hastalar
- İyileşme bozukluğu olan hastalar (Lazzara ve ark., 2004)

2.6.2. Lokal Kontrendikasyonlar

- Uzun süreli immunsupresif ilaç kullanımı
- Ağız hijyeni bozuk hastalar
- Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi
- Yetersiz interoklüzal mesafe
- Risk taşıyan hastalar (radyasyon almış hastalar, bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis)
- Lökoplaki, hiperplazi veya malign tümör varlığı
- İlgili çene kemiği bölgesinin radyasyona maruz kalması

2.7. İmplant Başarı Kriterleri

Albrektsson bir implantın başarılı olarak kabul edilebilmesi için gerekli olan minimum kriterlerini şu şekilde ortaya koymuştur:

- İmplantın klinik olarak immobil olması
- Radyografide implant çevresinde radyolüsent yapıların olmaması
- İmplantta ilk yıldan sonra her yıl 0.2 mm den az vertikal kemik kaybı
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi bulguların olmaması
- İmplant tasarımının hekim ve hasta için memnuniyet verici bir estetik görünüm sağlayabilecek kron ve protez yapımına olanak tanınması (Iacono, 2000)
- Bu kriterlerle 5 yıllık bir gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık bir gözlem periyodu sonunda %80 minimum başarı değerleri elde edilmelidir (Smith, 1989).

2.8. Dental İmplant Tedavi Planlaması

İmplantolojide başarı için, cerrahi öncesi iyi bir planlama ve bu planlama ile yapılan uygun cerrahi ve kabul edilebilir bir protetik restorasyon kavramlarının bir arada sağlanması gerekmektedir. İmplant cerrahisi planlamasında ise, ameliyat öncesi detaylı inceleme önem arzeder.

Tedavi planlamasının en önemli ve ilk aşamasını hastanın tıbbi ve dişsel anamnezi oluşturmaktadır. Bu anamnezler sonucunda implant uygulaması kontrendikasyonları veya kısıtlamalarının bulunduğu durumlar dikkate alınmalıdır. Daha sonra hastanın fiziksel muayenesinin ardından klinik ve radyolojik değerlendirmeler yapılmalıdır. Bunun yanında çalışma modelleri ve fotoğraflarla beraber yumuşak doku ve kemiğin kalite ve kantitesinin de tedavi planlamasındaki önemi göz ardı edilmemelidir.

İmplant yerleştirilecek bölgeler değerlendirilirken izlenmesi gereken sıra (Misch, 2005);

- Medikal ve dental anamnez
- Fiziksel muayene
- Klinik muayene
- Çalışma modelleri ve fotoğraflar
- Radyolojik muayene
- Yumuşak doku kalite ve kantitesi

- Kemik kalitesi ve kantitesi
- Radyolojik ve cerrahi stentler

2.8.1. Anamnez

Dental implant tedavisine başlamadan önce hastanın medikal ve dental hikayesi tam anlamıyla değerlendirilmelidir. Bu esnada hastanın hikayesinde implant cerrahisine kontrendikasyon teşkil edecek durumlar olup olmadığı sorgulanmalıdır. Bu değerlendirmeler sonucunda, hastaya implant uygulanabilirliği noktasında ve implant tedavisinin başarısıyla ilgili önemli bilgiler elde edilir.

Medikal Hikaye

Hastanın medikal öyküsünde implant cerrahisine engel olacak hususlar olup olmadığı sorgulanır. Böylece;

1. Hastanın devamlı kontrol altında olması gereken bir hastalığı olup olmadığı tespit edilmelidir. Eğer varsa, ne tür bir rahatsızlığı olduğu ve ne tür bir tedavi uygulandığı öğrenilmelidir. Gerekirse hastanın doktoruyla iletişime geçilmelidir.
2. Hastanın romatizmal veya konjenital kalp hastalığının, aritmisinin mevcut olup olmadığı, romatizmal ateş, anjina, miyokard enfarktüsü geçirip geçirmediği öğrenilmelidir.
3. Hastanın karaciğer, üriner, gastrointestinal, solunum, endokrin ve sinir sistemi ile ilgili rahatsızlıklarının olup olmadığı tespit edilmelidir.
4. Hastanın kanama ile ilgili problemleri olup olmadığı sorulmalı, gerektiğinde kanama ve pıhtılaşma zamanı tespit edilmelidir. Böyle bir durum mevcutsa hematoloji ile konsültasyon yapılmalıdır.
5. Hastanın alerjisinin olup olmadığı öğrenilmelidir.
6. Hastanın ilaç, alkol veya kimyasal maddeler kullanıp kullanmadığı öğrenilmelidir.
7. Hastanın psikolojik problemlerinin olup olmadığı tespit edilmelidir.

Dental Hikaye

Periodonsiyumun durumu, patolojilerin varlığı, yapışık diş eti miktarı ve alveoler kemiğin lokalizasyonu değerlendirilmelidir. Eğer ağızda dişler mevcutsa,

dişlerin mobilitesi, pozisyonları, plak indeksi, kalkulus varlığı ve çürük durumu incelenmelidir.

Dişsiz kretler; kemik düzensizlikleri ve patoloji yönünden incelenmeli, büyüklüğü ve şekline bakılmalıdır. Oklüzyonda çatışan noktaların varlığı, oklüzal yüzde meydana gelen aşınma, prematür kontaklar, kas yorgunluğu, sınırlanmış mandibular hareket tablosu ve temporomandibular eklem (TME) rahatsızlıkları incelenmelidir. Parafonksiyonel rahatsızlıkların varlığı araştırılmalıdır.

2.8.2. Fiziksel Muayene

Fiziksel muayenede, hastanın kulak, göz, burun ve yüz asimetrisine bakılır. Submental, submandibular ve boyun bölgesi lenfadenopatileri ve TME şikayetleri not edilmelidir.

2.8.3. Klinik Muayene

İmplant uygulamasının belirlenmesi açısından klinik muayene büyük önem taşır. Klinik muayenede;

- İmplant yerleştirilecek alandaki yumuşak dokuların durumu
- Ağız hijyeni ve periodontal dokuların sağlığı
- Dişlerin ve dişsiz boşlukların durumu
- İnteroklüzal ilişkiler
- İmplant yerleştirilmesi için gerekli ark yüksekliği
- Alveol kretinin kontürü ve genişliği
- Kemik rezorbsiyonunun miktarı ve kalan kemiğin hacmi incelenmelidir.

2.8.4. Çalışma Modelleri ve Fotoğrafları

Çalışma modelleri, arklar arası mesafelerin ve sulkus derinliğinin ölçülmesine yardımcı olur. Bu ölçümler, ileride yapılacak olan protezlerde kron / implant oranının hesaplanmasında, kullanılacak implantın tipinin belirlenmesinde, dayanak tipinin seçiminde ve yapılacak restorasyona karar verilmesi konusunda hekime yardımcı olur. (Jovonovic, 1997; Misch, 2005).

İmplant cerrahisi uygulanacak hastaların öncelikle fotoğraflarının, modellerinin ve çeneler arası ilişkisinin elde edilmesi ve kaydedilmesi önemli bir ayrıntıdır. Kemik rezorbsiyonunun şekli ve yönü cerrahi öncesi dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir.

Bu rezorbsiyonun yumuşak dokularda oluşturmuş olduğu seviye farklılıklarının, elde edilen fotoğraflarla arşivlenmesi radyolojik planlama safhasında kullanılması açısından önemlidir. Elde edilen modellerin, artikülatöre alınması karşılıklı çene ilişkilerinin belirlenmesi açısından gereklidir.

2.8.5. Radyolojik Muayene

Oral implantolojide radyografi önemli bir yere sahiptir. İmplant cerrahisinden önce bölgedeki kemiğin kantitesinin ve kalitesinin belirlenmesi gerekir. Hekimin implantları istediği şekilde yerleştirebilmesi için çene kemiğinin şeklini, rezorpsiyon miktarını, kemiğin yapısını, kemiğin yükseklik, genişlik, uzunluk ve açısını iyi bilmesi gerekmektedir. İmplant planlaması yapılırken, anatomik landmarklara dikkat edilmesi ve bu yapıların korunması gerekmektedir. Alt çenede; mandibular kanal, mental foramen, üst çenede; burun tabanı ve maksiller sinüs gibi anatomik yapıların sınırlarının iyi tanımlanması gerekir. Bu yapıların sınırları ve konumu radyografik yöntemlerle ele alınır (Çelik ve ark., 2007).

2.9. Dental İmplant Uygulamalarında Radyolojik Değerlendirilme

Bir implant prosedürünün başarılı şekilde sonlanması hastanın genel sağlık durumu, implant materyalinin biyoyumluluğu ve yüzey özellikleri, cerrahi prosedür ve kemiğin kalite ve hacmi gibi bir dizi birbiriyle ilişkili parametrelere bağlıdır (Turkyilmaz ve ark., 2007).

İmplant tedavisinde başarı sağlanmasında en önemli faktörlerden biri hastaya uygun tedavi planlaması yapılmasıdır. Geçmişte, periapikal radyograflar ve panoramik filmler, implant teşhis ve tedavi planlamasında yegane belirleyicilerken, artık günümüzde özellikle kompleks rekonstrüksiyon vakalarında en uygun şekilde implant yerleştirebilmek için bilgisayarlı tomografinin (BT) yanı sıra konik ışınlı bilgisayarlı tomografilerin (KIBT) gereklilikleri giderek artmaktadır (Chang ve ark., 2010; Benson ve Shetty, 2009).

2.10. İmplant Planlaması Öncesinde Görüntüleme Yöntemi Seçimi

Oral implantoloji alanında, tüm hastalar için geçerli bir görüntüleme yöntemi bulunmamaktadır. Her görüntüleme yöntemi kendine özgü avantaj ve dezavantajları barındırmaktadır (Resnik ve ark., 2008). Dental ve medikal radyolojide, uygun

radyografik yöntem belirlenirken ilk başta dikkat edilmesi gereken konu, hastanın maruz kalacağı radyasyon dozu olmalıdır. Radyografik yöntem seçiminde, maliyeti düşük ve tedavi planlaması için yeterli diagnostik bilgiyi sağlayan mümkün olan en az radyasyon dozuyla çalışan yöntem kullanılmalıdır. Bu prensip “ALARA” (ALARA principle: as low as reasonably achievable) olarak tanımlanmaktadır (Resnik ve ark., 2008).

Dental implant planlamasında çeşitli radyolojik yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Ağız içi radyografiler
2. Panoramik radyografi (PR)
3. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)
4. Sefalometrik radyografi
5. Bilgisayarlı tomografi
6. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografidir (KIBT)

2.10.1. Ağız İçi Radyografiler

Periapikal ve oklüzal radyografiler ancak 2 boyutta ve lokalize küçük bir alanın incelenmesine imkan veren görüntüleme yöntemleridir (Rothmann, 1998). Periapikal radyografi görüntüleri, PR görüntülerinden daha detaylı görüntüleme gereken bölgelerin incelemesinde kullanılır (Wyatt ve Pharoah, 1998).

Oklüzal radyografiler, özellikle dişsiz mandibulada bukko-lingual genişlik ve konturlar hakkında bilgi verirler. Ancak, bazı durumlarda bukko-lingual genişlik düzensiz dış konturlar nedeniyle net olarak tanımlanamaz. Oklüzal radyografiler kemiğin vertikal boyutu hakkında bilgi vermez (Çelik ve ark., 2007).

2.10.2. Panoramik Radyografi (PR)

PR dişhekimliğinde rutin olarak en sık kullandığımız görüntüleme yöntemlerinden biri olarak karşımıza çıkmaktadır (White ve Pharoah, 2009). Panoramik görüntü, aynı zamanda pantomografi olarak da bilinen bütün mandibular ve maksiller kretler ve bunları destekleyen yapıları içeren, fasiyal yapıların tümünü tek bir tomografik düzlemde ortaya koyan bir tekniktir (White ve Pharoah, 2009). PR çenelerin görüntülenmesinin yanında, TME, orbita, zigomatik kemiğin alveoler bölümü, maksiller sinüs ve bununla beraber çevresinde komşu dokuların geniş bir alanda izlenmesine de

olanak tanır (Pasler ve Visser, 2007). PR çenelerin genel bir görünümünü gerektiren tanısal süreçlerde çok yararlıdırlar. Travma, üçüncü molar dişlerin lokalizasyonlarının değerlendirilmesi, implant planlaması, geniş dental veya kemiksel hastalıkların değerlendirmesinde, bilinen ya da şüphelenilen geniş lezyonlar, diş gelişimi, kalmış kökler, gömülü dişler, TME ağrısı ve gelişimsel anomalilerin değerlendirilmesinde kullanılabilirler (White ve Pharoah, 2009).

Maksillofasiyal bölgeyi ilgilendiren yapıların hepsini tek bir düzlem üzerinde görüntüleme fikri ilk olarak 1904 yılında Bouchacourt tarafından ileri sürülmüştür (Harorlı, 2014). Daha sonra, PR ile ilgili ilk deneyler 1933 yılında Japonya’da yapılmıştır. 1949 yılında ise Finlandiyalı bilim adamı Yryö Paatero PR tekniğinin ilk uygulamasını gerçekleştirmiştir (Harorlı, 2014). Paatero, tüm dişlerin görüntülerini elde etmek için hastalardan alınan fazla sayıda periapikal radyograflarından doğan zaman kaybını, hem de hastanın fazla X ışını almasını engellemek amacıyla tüm dişlerin görüntüsünün tek bir film üzerine düşürülmesini amaçlayan bir teknik üretmiştir. Bu doğrultuda, Paatero 1950 yılında Washington Üniversitesi’nde Dr. Sydney Blackman ile beraber portatif bir panoramik röntgen cihazı tasarlamıştır. 1955 yılında da, ilk tek rotasyon merkezli panoramik röntgen cihazı üretilmiştir (Harorlı, 2014).

Panoramik Radyografinin Dişhekimliğinde Kullanımı

PR dişhekimliğinin bütün dallarında rutin olarak kullanılır. Alt ve üst çene, tüm dişler ve bunları ilgilendiren yapıların görüntüsü tek bir radyogramda elde edilmiş olur. PR çeneler ve dişlerle ilgili genel bir bilgi verse de çok ince detayları göstermez. Dişhekimliğinde PR genellikle şu durumlarda istenir:

- Çenelerin ve dişlerin genel olarak değerlendirilmesin
- Dişlerin gelişimleri ve dişlerle ilgili anomalileri teşhisi
- Çene ve yüz bölgesini ilgilendiren travmalarını incelenmesi
- Gömülü dişlerin varlığını ve pozisyonlarını teşhisi
- Mandibuladaki kist, tümör ve diğer patolojileri değerlendirmesi
- Periodontal hastalıklarda alveol kemik yüksekliğini değerlendirilmesi
- İmplant cerrahisi öncesi değerlendirme
- Protez planlaması öncesi çenelerin değerlendirilmesi ve kalan köklerin saptanması
- TME değerlendirmesinde

- Hastaların ağızlarını açamadığı, açmakta zorlandığı durumlarda
- Maksiller sinüsler, burun septumu, çene kırıkları, nasal konkaların değerlendirilmesinde

Panoramik radyografilerin başlıca avantajları :

- Alt ve üst çene kemikleri ve tüm dişlerin tek bir film üzerinde görülebilmesi
- Ağızını açamayan hastalarda kullanılabilmesi
- Kısa sürede görüntü elde edilebilmesi
- Hasta açısından kabul edilebilir olması
- Çene ve yüz kemikleri ile birlikte dişleride içine alan geniş bir görüntüleme alanına sahip olması
- Hastalar tarafından kolaylıkla algılanması ve hasta eğitiminde görsel yardım sağlaması (White ve Pharoah, 2009)
- Dental panoramik cihazlarda kullanılan film-screen kombinasyonu sayesinde hasta daha az radyasyon alır. Hastanın maruz kaldığı doz yaklaşık 0,08 microsievert (mSv) dır. Full-mouth periapikal radyografide hastanın almış olduğu radyasyon dozu PR'nin yaklaşık 3 katıdır (White ve Pharoah, 2009; Harorlı, 2014).
- Çok şiddetli bulantı refleksinin olduğu ve intraoral radyograf alınmasının mümkün olmadığı durumlarda kullanılabilmesi (Farman, 2007).

Panoramik radyografinin dezavantajları :

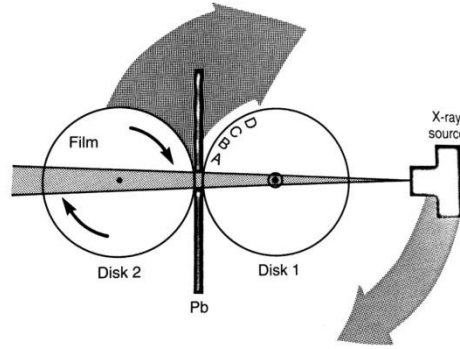
- Görüntülemede geometrik distorsiyonlar ve süperpozisyonların ortaya çıkabilmesi (White ve Pharoah, 2009)
- İmplant planlaması esnasında vertikal kemik mesafesi ile ilgili kabaca fikir versede horizontal ölçüm yapılamaması
- Dental kariesler, periodontal defektler ve periapikal lezyonlar ile ilgili intraoral radyografiler kadar detaylı bilgi vermemesi
- Ön bölgeledeki dişlerin üstüne servikal vertebraların süperpoze olması nedeniyle bu bölgelerdeki dişler ve patolojiler net olarak görülemez
- Her cihazda farklı olmakla birlikte, belirli bir oranda görüntüde büyüme söz konusudur
- İntraoral tekniklere göre pahalı bir yöntem olması (Harorlı, 2014)

- X-ışınlarının yukarı doğru angulasyonundan dolayı objenin boyu olduğundan daha uzun görünür. Bazen alt 3. molar dişler gerçekte olduğundan daha az gömülü gözüktür (Harorlı, 2014)
- Özellikle premolar dişler bölgesinde proksimal yüzeyler süperpoze olur ve bu bölgedeki ara yüz çürüklerinin teşhisi zorlaşır
- Aşırı sınıf 2 ve sınıf 3 vakalarda çenelerin ön bölgesinde ilgili sağlıklı bir değerlendirme yapılamaz (Pasler, 1993).

Panoramik Radyograflerin Çalışma Prensipleri

PR cihazının çalışması, birbiri etrafında aynı hızda, ters yönde dönen iki komşu diskin rotasyon merkezinden X-ray ışınının geçmesi prensibine dayanır. Günümüzde, PR cihazının çalışma prensibi Paatero'nun tariflediği biçimde gerçekleşmektedir. Bu teknik tomografi esasına dayanan yöntemlerle alınan PR tekniğidir ki, buna Pantomografi tekniği adı verilir. Paatero, kavisli bir yapının üzerinde sıralanan çok küçük parçaların çok sayıda görüntüsü tek bir film üzerinde yan yana getirilebilirse tüm yapıyı bir arada görmenin mümkün olabileceğini ileri sürmüştür. Panoramik görüntü elde edilmesi, görüntüsü istenen bölgede bulunan anatomik oluşumların süperpozisyonları önlenerek dokuların istenilen düzlemde görüntüsüne olanak veren tomografi prensipleri temeline dayanır (Aysever, 2007). Tomografi tekniğinde obje, ışın kaynağı veya filmde biri sabit tutulurken diğer iki komponent ters yönde ve eşit hızda hareket eder ve imaj tabakasının önünde veya arkasında kalan alanlar bulanıklaşır. Bu esnada film kasedinin ön kısmında kolimatör bulunur. Bu sayede X ışını kaynağından gelen ışınlar çizgi şeklinde sınırlandırılmış olurlar. Böylece minimal düzeyde radyasyonla hastanın maksilla ve mandibulasının görüntüsü tek bir düzlemde elde edilmiş olur.

Radyografi çekimi esnasında, ışın kaynağı ve kaset objenin olduğu dairenin merkezi etrafında dönerken, film aynı zamanda kendi ekseni etrafında da döner (Şekil 7). Bu sayede, obje üzerindeki A B C D noktalarının görüntüleri film üzerine düşürülmüş olur.



Şekil 7. Obje sabit konumdayekn ışın kaynağı ve filmin hareketli (White ve Pharoah, 2009)

Radyografi alınmadan önce, ilk olarak hastanın çene ucu ve alını, cihazın sefalostat adı verilen aparatına sabitlenir. Bu sayede orta okluzal düzlemin yere dik olması sağlanır. Hastanın başı uygun konuma alınır ve ön dişleri ile ısırma çubuğunu ısırması istenir. Hasta aynı pozisyonda dururken, X-ray tübü ve kaset aynı hızda hastanın başı etrafında ters yönde yaklaşık 300° lik bir rotasyon yapar. Bu işlem esnasında cihaz 3 ayrı merkez değiştirir. Cihaz ilk taramasına başladığında tüp hastanın sağ tarafında kaset ise sol taraftadır. Görüntü kaydı sol taraftaki alt çene ekleminde başlayıp orta hatta doğru ilerler. Tüp ilk çalışmaya başladığında “R1” olarak adlandırılan rotasyon merkezi sağ üçüncü büyük azı hizasındadır. Işın sol kanine ulaştığında cihaz kanin dişler arasında bir noktada olan “R2” ikinci rotasyon eksenini etrafında dönmeye başlar. Kanin dişler arasındaki bölge bu esnada taranmış olur. Işın sağ kanin hizasında geldiğinde rotasyon merkezi otomatik olarak değişerek sol üçüncü büyük azı dişler yakınındaki rotasyon merkezi “R3” hizasına gelir. Sağ kaninden alt çene eklemine kadar olan mesafe bu esnada kaydedilir. Böylece ışınlama süresi tamamlandığında çeneler ve bütün dişler tek bir film üzerinde görüntülenmiş olur.

İmaj Tabakası

PR tekniğinde görüntülemeyi etkileyen bir çok faktör bulunmaktadır. Bunlardan biri de imaj tabakasıdır. İmaj tabakası, “fokal trough” olarak bilinen, 3 boyutlu (3D) kıvrımlı bir alan veya görüntü düzlemi olarak tariflenmiş bir kavramdır. Fokal trough içinde kalan yapılar, PR üzerinde oldukça net görülebilirken, bu alanın

dışında kalan oluşumlar, bulanık, distorsiyona uğramış veya büyütülmüş olarak görülür (White ve Pharoah, 2009). Görüntülemeyi etkileyen diğer faktörler: ark kurvatürü şekli, reseptör hızı, X ışını tüpünün konumu, X ışınının doğrultusu ve kolimatör genişliğidir (White ve Pharoah, 2009). PR’de elde edilen görüntünün netliği, hastanın çenesinin imaj tabakası içinde olmasına bağlıdır. Bu sebeple, hastanın pozisyonu çok önemlidir. Hastanın başının konumu tam olarak ayarlanabildiğinde ideal bir görüntü elde edilebilir.

2.10.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

MRG yöntemi temel olarak BT ile benzerlik gösterir. Bu yöntemde X ışını yerine manyetik alanda oluşturulan radyo sinyalleri kullanılır. Manyetik rezonans tarayıcıları dokulardaki sıvı içeriğine göre normal ve yumuşak dokular arasında kontrast farklılığı oluşturarak görüntü verirler (Gray ve ark., 2003). MRG daha çok yumuşak doku incelemelerinde kullanılır (Misch, 2005). Mandibular kanalın içerisindeki sinir dokusu rahatlıkla ayırt edilir (Eggers ve ark., 2005). Manyetik alanın metalik yapılarda artefaktlara neden olması ve sert dokularda yeterli detayın elde edilememesi MRG’nin oral implantolojide yaygın olarak kullanılmasını kısıtlamaktadır (Ozan, 2007).

2.10.4. Sefalometrik Radyografi

Alt çene ön bölgeye yapılması planlanan implantlar için, kemik yüksekliği, genişliği ve açılması ile ilgili bilgi verir. Bu yöntemle, alt ve üst çenelerin iskeletsel olarak birbirilerine göre konumu belirlenir. Alt ön bölgede implant planlamasında kron-implant oranı hesaplanması amacıyla da kullanılabilir. Alt çenede planlanan simfiz grefti ameliyatı öncesi kemik kalitesi ile ilgili hekime bilgi verir. İmplant planlamasında sıklıkla tercih edilen bir yöntem değildir. % 6-15 oranında magnifikasyon gösterirler (White ve Pharoah, 2009).

2.10.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Konvansiyonel tomografi 1970’li yılların sonlarına kadar olan süreçte, tanısal radyolojinin temel kullanım alanında kalmaya devam etmiştir (Weber, 2001). Ancak tanısal radyolojide daha doğru ve daha etkin teşhis yapabilmek için, görüntüsü alınmak istenen organ ya da lezyonların 3D görüntülerine de ihtiyaç duyulmaya başlanmıştır. Kranial ve maksillofasiyal bölge, oldukça karmaşık anatomik özelliklere sahiptir. Konvansiyonel radyografik teknikler kullanıldığında x-ışını uygulanan bu bölgelerdeki birbirine yakın konumlanmış anatomik yapılar süperpozisyona neden olmakta, yeterli

görüntü kalitesine ulaşamamaktadır. Ayrıca konvansiyonel yöntemler, yumuşak doku görüntülenmesinde de çok başarılı olamamaktadır. Bu doğrultuda BT ile ilgili araştırmalar ilk olarak 1960'lı yıllarda Amerikalı fizik profesörü Allan McLeod Cormack tarafından yapılmıştır. Cormack 1963 ve 1964'de "rekonstrüksiyon teknikleri" ile ilgili makaleler yayınlamıştır (Harorlı, 2014). BT'nin prototipi ise bir mühendis olan Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilmiştir. Hounsfield 1972 yılında, maksillofasiyal bölgenin kesitsel görüntüsünü elde edebilmek adına, Alan Cormack tarafından oluşturulan görüntü rekonstrüksiyon aritmetiğinin de yola çıkarak BT olarak adlandırılan buluşunu ortaya koymuştur (White ve Pharoah, 2009). Bu dönemden sonra konvansiyonel tomografiler zamanla güncelliğini kaybetmiştir.

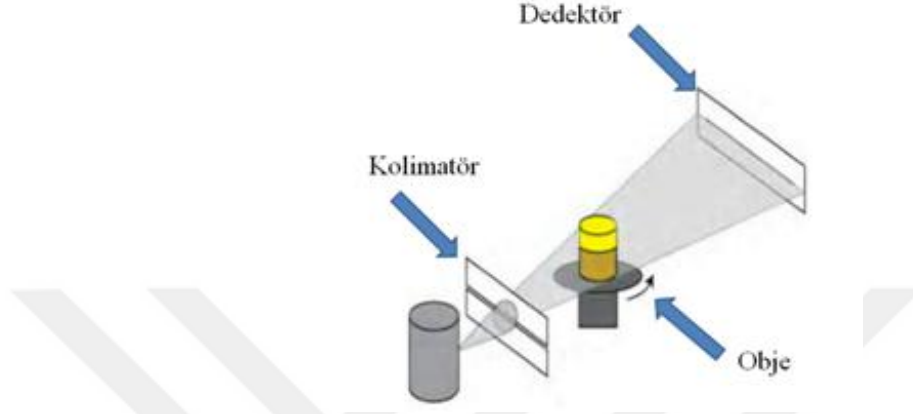
Bilgisayarlı Tomografi'nin Bölümleri ve Çalışma Prensipleri

BT, kolime edilmiş x-ışını kullanılarak, vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemidir (Rydberg ve ark., 2003). Kolime edilmiş x-ışını demetinin objeyi geçen kısmı, x-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş dedektörlere ulaşır. Dedektörlere ulaşan ışınların bir kısmı, hasta vücudunda soğurur. Bu nedenle, ışınlar ilk değerlerine oranla kayba uğramış durumdadır. Dedektörlerde saptanan bu kaybolan x ışını miktarı bilgisayar ortamında değerlendirilir. Karmaşık bir dizi matematiksel işlem sonucu kesiti alınan doku bölümünün hangi noktasında, x ışınının ne kadar kayba uğradığı hesaplanır. Böylece kesitsel görüntüler de elde edilmiş olur (White ve Pharoah, 2009). Bu değerlerin hesaplanmasından sonraki aşama, görüntü oluşturma işlemidir. BT'de aksiyel düzlemde kesitler alınır ancak bilgisayar programları kullanılarak birbirini takip eden kesitler birleştirilerek oluşan görüntü farklı düzlemlere dönüştürebilir. Mevcut düzlemdeki kesitlerin istenilen düzlemde veya 3D olarak oluşturulması işlemine rekonstrüksiyon veya reformasyon adı verilir (Harorlı ve ark., 2006).

Konvansiyonel radyografilerde, x ışınının geçtiği yapılar üst üste düşer. Bu nedenle, aralarında yoğunluk farkı belirgin yapıların izlenmesi zorlaşır. BT'de kesit alınması nedeniyle doku ve organların süperpozisyonunun önüne geçilmiştir (Harorlı, 2014). BT'de konvansiyonel radyografiden farklı olarak tüpten çıkan ve detektörlere yönlendirilen X-ışınları çok iyi bir şekilde kolime edilmiştir (Şekil 8). Bu sayede saçılım minimuma indirilmiş olur ve bu da görüntüdeki doku yoğunluk farklılıklarının çok daha belirgin hale gelmesini sağlar (Harorlı ve ark., 2006).

Bilgisayarlı tomografi tekniği 3 ana bölümden oluşmaktadır;

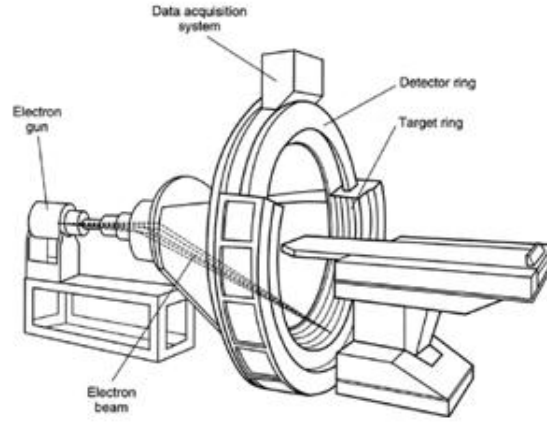
1. X ışını kaynağı ve dedektörlerin bulunduğu tarayıcı kısım.
2. Bilgilerin toplanıp matematiksel işlemler yapılarak değeriendirildiği bilgisayar ünitesi.
3. Görüntülerin oluştuğu ve kaydedildiği görüntüleme ünitesi.



Şekil 8. Kolimasyon işleminin şematik görüntüsü

Tarama Bölümü

Bu bölüm gantri ve taşıyıcı masadan oluşmaktadır. BT cihazları genel olarak, X-ışını kaynağı ve elektronik detektörlerin konumlandığı ve ortasına hastanın yerleştirildiği gantri olarak adlandırılan bir düzenekten oluşmaktadır (Abrahams, 2001) (Şekil 9). Bu düzeneğin ortasında gantri açıklığı bulunmaktadır. Gantri açıklığının ön kısmında, üzerinde hastanın uzanacağı hareket edebilen bir masa vardır. Hasta bu masaya sırtüstü veya yüzüstü yatırılır. Hareketli masa, hastada görüntüsü alınacak bölgenin gantrinin taradığı alan içinde kalmasına dikkat edilerek konumlandırılır. Doku veya organlar gantriye hangi pozisyonda yerleştirildiyse cihaz o pozisyonda kesitlerini alır. Gantri maksimum $+30^{\circ}$, -30° öne ve arkaya doğru açılabilir ve bu sayede alınacak kesitin belli bir miktarda açılması sağlanarak X ışınlarının incelenecek yapıya doğru, en uygun şekilde yönlendirilmesi sağlanır. Her kesit alma işleminden sonra hasta masası bir miktar hareket ettirilir. Bu hareket sayesinde incelenecek bölgenin ardışık kesitleri alınarak elde edilen görüntüler birleştirilir (Harorlı ve ark., 2006).



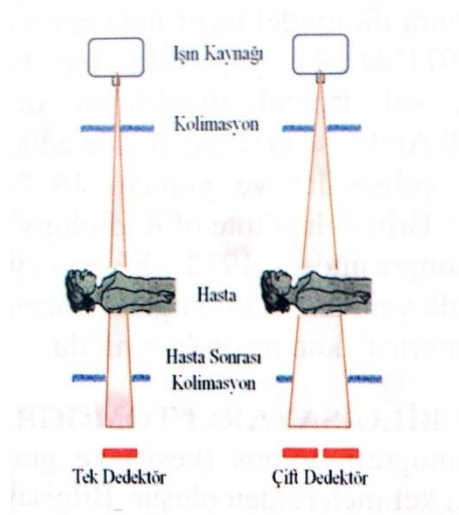
Şekil 9. Tomografi cihazı ve gantri düzeneği (Mohan ve ark., 2011)

X Işını Tüpü

BT cihazları rotasyon hareketi yapan X ışını kaynaklarını kullanmaktadır. Bu X ışını tüpleri 120 ile 140 arasında kVp (kilovolts peak) ve 200 ile 800 arasında mA (miliamper) ile çalışmaktadırlar. Fokal spot boyutu 0,5 ile 2 mm arasında değişkenlik göstermektedir. kVp değerinin yüksek olması ışınlama süresini kısaltır ve görüntü kalitesini artırır.

Kolimasyon

Konvansiyonel radyolojide olduğu gibi BT sistemlerinde de sekonder radyasyonun olumsuz etkilerini azaltmak amacıyla kolimasyon (sınırlandırma) sistemi kullanılır. Tüpten çıkan X-ışınlarının ince bir demet haline getirilmesi işlemine kolimasyon denir. BT'de biri tüp ile hasta arasında, diğeri dedektör önünde olmak üzere iki farklı kolimasyon sistemi kullanılır (Şekil 10). Tüp ile hasta arasında bulunan kolimasyon sistemi mümkün olduğunca paralel bir ışın demetinin oluşturulmasını sağlar. Kesit kalınlığı üzerinde ve hasta dozunun azaltılmasında etkilidir. Dedektörle hasta arasında bulunan ikinci kolimasyon sistemi ise hasta kaynaklı saçılan radyasyonu önlemede etkindir (White ve Pharoah, 2009). Her bir dedektörün kendi kolimatörü vardır.



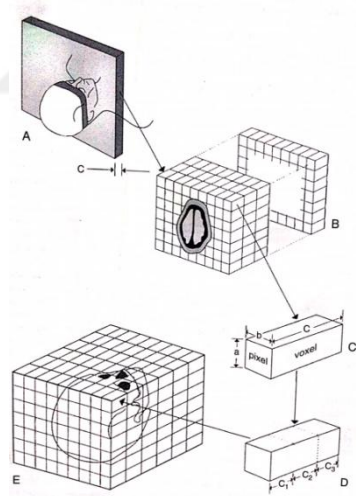
Şekil 10. İkinci kolimasyonun şematik görüntüsü (Harorlı, 2014)

Dedektörler

Konvansiyonel röntgende görüntü hastayı geçen X ışınlarının film üzerine düşmesiyle oluşur. BT'de ise bu görevi dedektörler üstlenmiştir. BT cihazı temel x-ışını prensiplerine göre çalışmaktadır. Ancak BT cihazlarında görüntüyü elde etmek için radyografik film yerine sintilasyon detektörleri ya da gaz dedektörler kullanılır. Bu dedektörler hastadan ulaşan X ışını demetinin yoğunluğunu belirleyerek, bu değerleri bir bilgisayarda saklanabilecek ve manipüle edilebilecek dijital verilere çevirirler. Bu sayısal bilgi, farklı doku densitelerini gösteren gri skalalarına çevrilerek, görüntünün oluşması sağlanır (Whaites, 2002). Sintilasyon detektörleri sodyum iyodür, kalsiyum florür gibi maddeler içerir. X ışınları sintilasyon kristalleri üzerine düşünce ışık salınımına yol açar. Daha sonra bu ışıklar elektronik sinyallere dönüştürülür. Bu sinyallerin gücü yükseltilir. Gazlı dedektörlerde ise sıkıştırılmış xenon gazı bulunur. Dedektöre ulaşan x ışınları xenon gazı atomlarında iyonizasyona yol açar. İyonize xenon gazı miktarı, dedektöre ulaşan x ışını foton sayısı ile doğru orantılıdır (Harorlı, 2014). Günümüzde genellikle gazlı dedektörler kullanılır. BT sistemlerinin gelişimi ile ilk başta tek olan dedektör sayısı zaman içerisinde artırılmış ve dedektörlerin gantriyi 360 derece sardığı sistemlere ulaşılmıştır. Dedektör sistemlerinin gelişimi ve sayısının artması ile beraber hastanın aldığı radyasyon miktarı azalırken elde edilen görüntünün kalitesi de artar (Miloğlu, 2009).

Bilgisayar Ünitesi

Bu ünite, tarayıcı sistemdeki dedektörlerden gelen dijital verileri, birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirip işleyen gelişmiş bir bilgisayar sistemidir. Bilgisayar sisteminin görevi bu dijital verileri, kesiti oluşturan voksellerin değerlerine dönüştürmektir. BT görüntüsü diğer sistemlerde olduğu gibi piksellerden oluşur. Kare veya dikdörtgen şeklinde olan iki boyutlu resim elemanlarına piksel adı verilir. Her piksel organizmadaki karşılığı olan bölgenin x ışını absorbe edebilme değerini gösterir. Piksellerin bir araya gelerek oluşturdukları yapıya matriks adı verilir. Matriksteki eleman sayısı BT cihazının teknolojik özelliklerine göre 256x256, 520x520, 1024x1024 olarak ifade edilir. Dijital görüntünün piksel sayısı ne kadar fazla ise, görüntünün çözünürlüğü o derece iyi olur (Harorlu, 2014). BT'ler objelerin 3D görüntüsünü verir. Alınan her kesitin bir kalınlığı vardır. Dolayısıyla her pikselin seçilen kesit kalınlığına göre bir hacmi vardır. BT'de ölçüm birimi piksel değil vokseldir. Voksel, üç boyutlu küp veya dikdörtgenler prizması şeklindeki bir hacim elemanıdır (Şekil 11).



Şekil 11. Vokselin şematik görüntüsü

Görüntüleme Ünitesi

Sayısal değerlerden oluşan görüntünün ortaya çıktığı ve işlendiği ünedir. Bu bölümde çözünürlüğü yüksek bir monitör ve kayıt sistemi bulunur. Bu bölüm aynı zamanda sistemin komuta merkezidir.

BT görüntüsü bir kesit görüntüsüdür. BT'de objeden geçen x ışınları dedektörler tarafından algılanır, güçlendirilir, bilgisayarda değerlendirilir ve monitörde

görüntü haline dönüştürülür. Bunun için ilk etapta, x ışınları vücuda gönderilirken ölçülür. Işınlardan vücuda geçtikten sonra tekrar ölçülerek aradaki kayıp hesaplanır. Her dedektörün karşısına gelen dokunun ne derece x ışını absorbe ettiği hesaplanır. Bu ölçümler sonucunda görüntü bilgisayar işlemleriyle elde edilir. Dedektörde ölçülen ve dijitalize edilen rakamsal değerler kendisine karşılık gelen renk tonu ile renklendirilir ve siyah beyaz arasında değişen bir resme dönüştürülür. Bu işlem suyun x ışını tutma değerini 0 kabul eden, bir tarafı -1000 diğer tarafı ise +1000 arasında değişen rakamlarla temsil edilen gri bir skala üzerinde yapılır. Bu skalaya yöntemi geliştiren İngiliz fizikçi Hounsfield'den dolayı "Hounsfield Skalası" denir.

X-ışınları farklı dokularda farklı oranlarda tutulması nedeniyle BT sayesinde dokuların hassas görüntüsünü elde etmek mümkün olur. Yoğunluğu fazla olan dokular x-ışınını daha fazla absorbe eder ve dokudan geçip filme ulaşabilen iyonize ışın miktarı azalır. Yoğunluğu az olan hava boşluklarından ise ışınların tamamına yakını geçer. Bu durum iyonize ışınların daha çok tutulduğu dokuların açık gri tonları ve beyaz olarak, daha az tutulduğu dokuların ise koyu gri ve siyah görüntü vermesine yol açar. İyonize ışınların tutulmasındaki bu farklılıklar sayesinde grinin tonlarını oluşturmuş olur. Bu durum gri skalası olarak adlandırılmaktadır. Kesit düzlemindeki her noktadaki x-ışınlarının zayıflama değerleri kullanılarak bilgisayar aracılığı ile sayısal değerler gri tonlarına boyanır ve böylece görüntüler oluşturulmuş olur.

BT'nin Avantajları

- Kesitsel görüntüler alınabilir.
- Lezyon boyutları tespit edilebilir ve lezyonun sınırları net bir şekilde izlenebilir.
- Kemikte mineral densite ölçümü yapılabilir (Aysever, 2007).
- Oluşturulan 3D görüntüler üzerinde dokuların derinlik, yükseklik-genişlik değerlendirmeleri yapılabilir ve tomografi yazılımlarının sağladığı özellikler ile görüntüyü döndürme, kesme, alan veya uzunluk hesabı gibi işlemler uygulanabilir.
- Gerekli olduğunda üç boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilir.
- Elde edilen görüntüler dijital ortamda saklanabilir. Bunun dışında başka bir merkeze gönderilebilir ve tekrar kolayca ulaşılmasına imkân verir (Harorlu, 2014).

- Kesit görüntülerinde, doku süperpozisyonlarını ortadan kaldırması, incelenen yüzeysel veya derin yapıların daha iyi görüntülenmesini sağlaması (Harorlı, 2014).
- Kontrast rezolüsyonu yüksek olması nedeniyle, densite olarak yumuşak doku yoğunluğunda görülen ödem, hematoma gibi lezyonların ayırt edilebilmelerini sağlar (Harorlı, 2014).
- Klasik tomografiye göre daha net görüntüler verir.
- Lezyonların absorpsiyon değerlerini belirleyerek doku dansitelerinin tayin edilmesini sağlar. Bu sayede dokunun veya tümörün içeriğinin sıvı, selüler veya vasküler olup olmadığı anlaşılır (Harorlı ve ark., 2001).
- Kemik dokuların incelenmesinde yumuşak dokulara oranla daha başarılıdır. (Cavalcanti ve ark., 1998).

BT'nin Dezavantajları

- Maliyetinin yüksek olması ve kolay ulaşılabılır olmaması (Harorlı, 2014).
- İşlemin uzun sürmesi ve bu süre zarfında hastanın hareketsiz kalmasının gerekmesi.
- Konvansiyonel tomografiye oranla hastanın daha yüksek dozda radyasyona maruz kalması (Dula ve ark., 1997).
- Uygulama açısından deneyimli teknik personele ihtiyaç duyulması (Harorlı ve ark., 2006).
- Hastanın ağzındaki metalik yabancı cisimlerin görüntüde bozulmalara neden olması (Harorlı ve ark., 2001).
- Doku spesifitesini tayin etmede yetersiz kalması (Kal, 2009).
- Solid bir kitlenin benign veya malign olup olmadığının ayrımının yapılamaması (Kal, 2009).
- Kesitlerden uzakta kalan lezyonların gözden kaçabilmesi (Harorlı, 2014).

BT'nin Dişhekimliğinde Kullanımı

BT'nin maksillofasiyal bölgeyi ilgilendiren teşhis ve tedavi planlamasına getirdiği en büyük yenilik, incelenmek istenilen bölgeden birçok kesit alınarak 3D görüntü elde edilebilmesidir. Konvansiyonel yöntemlerle kemik dokusu ile yumuşak dokuların ayırt edilebilmesinde zorluklar yaşanırken, BT ile bu doku kontrast

farklılıklarının ayırt edilebilmesindeki güçlükler aşılmış, ayrıca çeşitli yumuşak doku tipleri de birbirinden kolayca ayırt edilebilmiştir. Bu sayede tümör dokusu gibi çevre yumuşak dokudan farklı özellik gösteren lezyonların teşhisi kolay hale gelmiştir (Brooks, 1993). Maksillofasiyal bölgede BT:

- Konjenital veya maksillofasiyal bölgeye gelen travma sonrası oluşan deformitelerin değerlendirilmesinde, kırık hattının ve kırık fragmanlarının belirlenmesinde,
- Maksillofasiyal patolojilerin sınırlarının, alan ölçümünün, içeriğinin tanısında (Harorlı ve ark., 2001).
- Tükürük bezlerini ilgilendiren patolojilerinin incelenmesinde,
- TME anatomisinin ve patolojilerinin değerlendirilmesinde,
- Maksiler sinüsün incelenmesi ve bu bölgeyi ilgilendiren patolojilerin tanısında,
- Kemik içi implant uygulamaları öncesinde mevcut kemiğin yatay ve dikey ölçümlerde (Tuncel, 2002),
- Preprotetik cerrahi öncesi kemik yapının ve implant uygulamalarından sonra osseointegrasyonun değerlendirilmesinde (Kal, 2009),
- Çenelerde yayılma ve infiltrate olma özelliği gösteren kist ve tümörlerin tanısında,
- Preoperatif olarak lezyonların sınırlarının belirlenmesinde,
- Çeneleri ilgilendiren lezyonlarının farklı kesitlerde ve 3D ayrıntılı olarak değerlendirilmesinde,
- Oro-antral fistüllerin tanısında kullanılmaktadır (Evlice ve Öztunç, 2013).

Oral bölgeyi ilgilendiren patolojilerin ve hastalıkların rutin muayenesi genel olarak PR ve intraoral radyograflar vasıtasıyla yapılmaktadır. Ancak, dental bölgedeki süperpozisyonlar, artefaktlar, anatomik varyasyonlar ve komşuluklar bu yöntemlerle detaylı bir radyografik incelemeye her zaman imkan vermemektedir. BT'nin ilk geliştiği dönemlerde, dişhekimliğinde kullanımı sınırlı kalmıştır. Bunun nedeni olarak, maliyetinin yüksek olması, dental yapıların görüntülenmesi için çözünürlüğünün yetersiz kalması ve hastaya verilen radyasyonun fazla olması düşünülmüştür. Özellikle bu sorunların üstesinden gelmek için, 2000'li yılların başlarında, maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesine yönelik yeni BT cihazları tasarlanmaya başlanmış ve dişhekimliğinde

pratik olarak kullanıma uygun, hastaya daha az radyasyon veren ve maliyeti daha düşük olan KIBT geliştirilmiştir.

2.10.6. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

KIBT, son yıllarda gelişen teknolojiyle beraber yaygın olarak kullanılmaya başlayan, oral ve maksillofasiyal bölgeyle ilgili 3D görüntü imkanı veren önemli bir radyolojik görüntüleme yöntemidir. Konvansiyonel BT tekniğinin dezavantajlarını elimine etmek ve maksillofasiyal bölgeye dair daha kaliteli görüntü elde edebilmek amacıyla yeni görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu hedef doğrultusunda, yapılan çalışmalarda 1998 yılında, KIBT adıyla, dişhekimliğine özel olan yeni bir BT sistemi geliştirilmiştir (Mozzo ve ark., 1998).

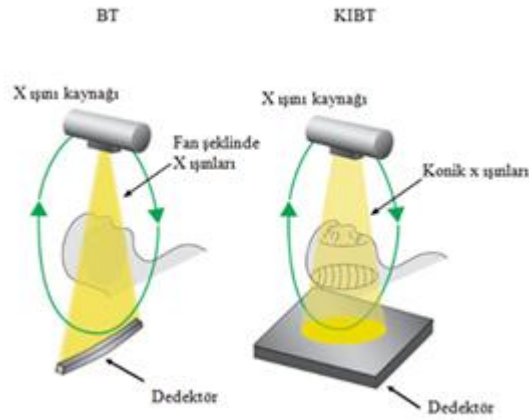
Bu sistem ilk olarak 1982 yılında anjiyografide kullanılması amacıyla geliştirilmiş, daha sonrasında maksillofasiyal görüntüleme için uygulanabilir hale getirilmiştir (White ve Pharoah, 2009). 1990'ların sonuna doğru eş zamanlı olarak Japonya'da Arai ve ark., İtalya'da ise Mozzo ve ark. tarafından yapılan çalışmalar neticesinde KIBT cihazı geliştirilmiştir (Harorlı, 2014). Bu cihaz, dental volümetrik tomografi, konik ışınli volümetrik tomografi, dental bilgisayarlı tomografi ve konik ışınli görüntüleme gibi aynı anlama gelen bir çok farklı isimle kullanılmaktadır. Bu sistemin temel özelliği, tek rotasyonel tarama ile multiplanar projeksiyonlar oluşturmalarıdır (White ve Pharoah, 2009).

Dişhekimliği için geliştirilen ilk KIBT cihazı NewTom QR DVT 9000 (Quantitative Radiology s.r.l., Verona, İtalya) cihazıdır (Kamburoğlu, 2007). Ülkemizde ise ilk KIBT cihazı 2008 yılında Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde kullanılmaya başlanmıştır (Harorlı, 2014).

Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi'nin Çalışma Prensipleri

KIBT cihazlarında geleneksel BT olduğu gibi kolime edilmiş yelpaze şeklindeki ışın demeti yerine konik x ışını demeti kullanılır (Şekil 12) (Harorlı, 2014). BT'deki çizgisel dedektörlerden farklı olarak, iki boyutlu alan dedektörleri kullanılmaktadır. Bunun dışında KIBT'de multiple rotasyonlar yerine, görüntülenmek istenilen alan etrafında 360° tek bir rotasyon hareketi vardır. Bu sayede ışınlama süresi kısaltılarak hastanın aldığı radyasyon dozu düşürülmüş olur (Harorlı, 2014).

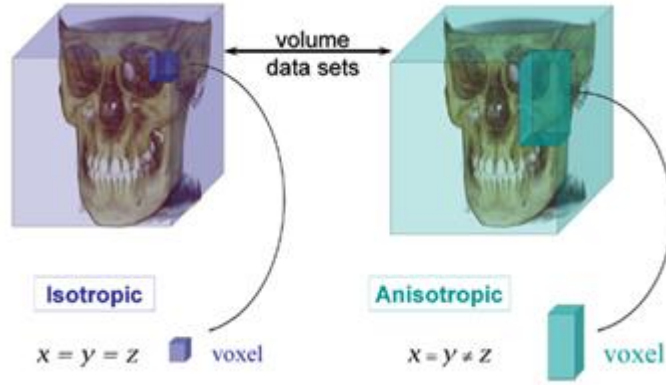
Görüntüleme işleminden önce hastanın başı gantri boşluğunda sabitlenir. Gantri içinde bulunan konik ışın kaynağı ve dedektör hastanın etrafında eş zamanlı olarak 360° bir tur atar. Bu esnada konik formdaki x ışını görüntülenmek istenilen bölgenin tamamını kapsayacak şekilde gönderilir ve hastayı geçen ışınlar flat panel dedektör veya “Charged Coupled Device” (CCD) dedektör tarafından kaydedilir (Stavropoulos ve ark., 2007). Bu 360°lik tarama esnasında, her 1° derece rotasyon için 1 adet olmak üzere, seri 360 adet hacimsel görüntü elde edilir (Arai ve ark., 1999). Kullanılan cihazın markasına göre, görüntüsü incelenecek olan alanın yaklaşık 150-600 adet ardışık düzlemsel projeksiyon görüntüsü de elde edilmiş olur (White ve Pharoah, 2009). Bu görüntülere projeksiyon datası adı verilir. Bu projeksiyonların oluşturduğu dijital veriler, bilgisayar programları üzerinde algoritma ile yeniden işleme konularak incelenecek bölgenin aksiyal, sagittal ve koronal kesitlerini oluşturur. Böylece incelenecek bölgenin 3D hacimsel veri setleri oluşmuş olur. Daha sonra verilerin rekonstrüksiyonuna geçilir. Bu işlem geleneksel BT cihazlarında olduğu gibi pahalı ve özel bir bilgisayar gerektirmemektedir. Herhangi bir kişisel bilgisayar üzerinde de bu işlemler yapılabilir.



Şekil 12. BT ve KIBT cihazlarında kullanılan x-ışını demetleri (Sukovic, 2003)

Voksel Boyutu

KIBT’de görüntü çözünürlüğünü veri setindeki voksellerin boyutları belirler. Dijital hacimsel datanın en küçük ünitesine “voksel” denir. KIBT cihazlarında vokseller izotropiktir (Şekil 13). Bir başka deyişle X,Y,Z eksenlerinin boyutları eşittir. Bu özellik sayesinde görüntü çözünürlüğü artmakta ve daha net görüntüler elde edilebilmektedir (Arai ve ark., 1999). Konvansiyonel BT’lerde ise vokseller anizotropiktir.



Şekil 13. İzotropik ve anizotropik vöksel türleri (Scarfe ve ark., 2008)

Vöksellerin oluşturduğu sayısal matriks KİBT görüntülerini oluşturmaktadır ve her vökselin x-ışını attenüasyon değerine karşılık gelen bir BT sayısal değeri bulunmaktadır. Bu sayısal değerler gri skalada her bir vökselin attenüasyon değerine uygun gri tonuna dönüştürülür (Halazonetis, 2005).

Elde edilen görüntüler, son nesil KİBT cihazlarda gri skalada 12-bit (4096 gri ton) veya 14-bit (16384 gri ton) değerinde olabilmektedir (Harorlı, 2014).

KİBT'nin Avantajları

- BT cihazlarına göre daha küçüktür ve dental kliniklerde kullanıma uygundur. Maliyeti diğer tekniklere oranla daha düşüktür (Harorlı, 2014).
- Tüm projeksiyon dataları tek bir rotasyonda elde edilir ve buna bağlı olarak tarama süresi kısalmıştır. Tarama süresi kısa olmasından dolayı hastanın hareketinden doğan artefakt riski azalır (Harorlı, 2014).
- Taranan bölgenin alanı azaldıkça hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu azalır.
- Medikal BT'ye oranla radyasyon dozu düşüktür (Farman ve Scarfe, 2009).
- Elde edilen veriler kişisel bilgisayarlar değerlendirilebilir. Herhangi bir ek donanım gerektirmez ve maliyet azaltılmış olur (Harorlı, 2014).
- Vöksellerin izotropik olması nedeniyle yapılan ölçümler farklı düzlemlerde de olsa doğru sonuçlar verir (Kamrun ve ark., 2013).
- Çevre anatomik oluşumların görüntü üzerine süperpoze olması engellenmiştir (Harorlı, 2014).

- BT'ye göre en büyük üstünlüğü çözünürlüğünün daha yüksek olmasıdır. Bu özelliği sayesinde periodontal ligament ve kök kanalları gibi küçük yapıların incelenmesine olanak tanır (Scarfe ve ark., 2006)
- Metal artefaktı görülme sıklığı, klasik BT'ye oranla daha düşük seviyededir (Scarfe ve ark., 2006).

KIBT'nin Dezavantajları

- BT'lerdeki gibi bir Hounsfield skalası bulunmaz. Benzer kemik ve yumuşak doku yapıları konik ışın etkisine bağlı olarak görüntüleme alanının farklı bölgelerinde farklı Hounsfield ünitesi değerleri vermesi nedeniyle KIBT görüntüleri üzerinde Hounsfield ünitesi değerlendirmesi yapılamaz (Harorlu, 2014).
- KIBT düşük kontrast çözünürlüğü ve sınırlı yumuşak doku görüntüleme kapasitesine sahiptir. Medikal BT cihazlarında kontrast çözünürlüğü yüksek olduğu için, yumuşak doku görüntüsü daha kalitelidir (Farman ve Scarfe, 2009).
- İki boyutlu radyografik yöntemlere oranla maliyeti yüksektir.
- Konik ışın geometrisine bağlı olarak, geniş bir alan ışına maruz kalmakta ve saçılan radyasyon radyografik gürültüye ve kontrast çözünürlüğünde azalmaya neden olmaktadır (Scarfe ve Farman, 2008).

KIBT'nin Dişhekimliğinde Kullanım Alanları

- Ortodontik anomalilerin teşhisinde ve tedavi planlamasında, gömülü ve sünnümerer dişlerin konumlarının ve anatomik oluşumlarla ilişkilerinin değerlendirilmesinde kullanılır.
- Ortognatik cerrahi hastalarında ameliyat öncesi tedavi planlamasında kullanılır.
- TME hastalıklarının incelenmesinde, kondil ve etrafındaki yapılardaki patolojilerin değerlendirilmesinde ve travma sonrası kondil kırıklarının değerlendirilmesinde kullanılır. KIBT TME'nin multiplanar ve 3D görüntüsünü verir. Eklem yüzeyinin ve eklem dinamik fonksiyonunun incelenmesine imkan tanır (Harorlu, 2014).

- İmplant cerrahisi öncesi mevcut kemiğin yüksekliği, kalınlığı ve angulasyonunun değerlendirilmesinde, implant yapılması düşünülen bölgeleri maksiller sinüs, mandibuler kanal, burun tabanı ve diğer anatomik oluşumlarla ilişkisinin tayininde kullanılır. Bazı KIBT'lerde bilgisayar ortamında kullanılan özel yazılımlar ile implant cerrahisi öncesi 3D modellemeler yapıp ameliyat öncesi cerrahi rehber plaklar hazırlanabilir (White ve Pharoah, 2009).
- Alt yirmi yaş dişlerinin inferior alveoler kanalla olan ilişkisinin saptanmasında kullanılır (Scarfe ve Farman, 2008).
- Endodontik açıdan teşhis ve tedavi planlamasında periapikal alanda diğer radyografik tekniklerle saptanamayan lezyonların teşhisinde kullanılır. Başlangıç aşamasında ve kemik yıkımının radyolojik olarak henüz tespit edilemediği periapikal hastalıkların teşhisinde kullanılır (Lofthag-Hansen ve ark., 2007).
- Diş, anatomik boşluk, kist gibi oluşumların bilgisayar destekli programlar yardımıyla hacimlerinin ölçülmesinde kullanılır (Yang ve ark., 2006).
- Maksillofasiyal bölgeyi ilgilendiren travmatik yaralanmalarda, kırık hattının tayininde, fragmanlarının konumunun lokalizasyonunda yardımcı olur.
- Hızlı prototiplendirmeye olanak tanır. Hızlı prototiplendirme, üç boyutlu bilgisayar verilerini kullanarak bunların fiziki modellerinin oluşturulması işlemidir. Bu işlemin amacı anatomik yapıların bilgisayar ortamında biomodellerini elde etmektir. Oluşturulan bu biomodeller travma sonucu oluşan deformitelerin rekonstrüksiyonla tedavisi, tümör rezeksiyonu, distraksiyon ve özellikle dental implant uygulamalarında kullanılmaktadır. Bu modeller sayesinde cerrahlar ameliyatlara daha güvenle girmekte ve komplikasyonlar azalmaktadır (Çetiner, 2000)
- Maksillofasiyal bölgedeki anatomik yapıların ve varyasyonların değerlendirilmesinde kullanılır. Mandibuler kanalın ve mental foramen varyasyonlarının tespiti bu bölgede yapılacak olan gömülü diş ve implant cerrahisinde olabilecek nörovasküler yaralanmaların önüne geçecektir (Rouas ve ark., 2007).

KIBT'lerde görüntü oluşumunu 4 ana başlıkta inceleyebiliriz:

1. X-ışını oluşumu
2. Görüntü tarama sistemi
3. Görüntü rekonstrüksiyonu
4. Görüntünün ekranda gösterilmesi

X Işını Oluşumu

Gantri rotasyon yaparken diğer yandan kaynağın devamlı x ışını üretmesi, dedektöründe objeyi geçip kendisine ulaşan x ışınlarını soğurması basit ve daha önce konvansiyonel yöntemlerle de anlatılmış bir prosedürdür. Ancak bu sürekli ışınma süreci görüntü kalitesini artırmaz. Bunun yanında hastanın fazla dozda radyasyona maruz kalmasına neden olur. KIBT cihazlarında, rotasyon esnasından dedektörün örnek görüntüleri alacağı sayıda ışınlama yapılmaktadır. Bu nedenle tüpün expojür zamanı, görüntü alınması için gereken süreçten oldukça kısadır (Scarfe ve Farman, 2008).

X ışını tüpünün akımı(mA) ve voltajı(kVp) birbiriyle uyumlu olacak şekilde ayarlanır. ALARA prensibine göre hastanın alacağı doz minimuma indirilir. Hastanın maruz kalacağı dozu etkileyen bir diğer faktör görüntüleme alanıdır. (Harorlı ve ark., 2006)

Görüntüleme Alanı (FOV)

KIBTde görüntülenmek istenen bölgenin hacmi field of view (FOV) olarak adlandırılmaktadır. FOV hacmi, dedektör boyutu ve şekline, ışın hüzmesinin şekline ve kolimasyon yeteneğine göre değişkenlik gösterebilir. Buda farklı cihazlarda farklı FOV seçenekleri olabileceği anlamına gelmektedir. FOV değeri büyürse, dedektörlerin daha geniş olması gerekecek, ışınlanan alan artacak ve hastanın maruz kaldığı radyasyonda bununla beraber artmış olacaktır (Scarfe ve Farman, 2008).

FOV çekimden önce hastaya özel olarak belirlenir. Hastanın gereksinimi ve mevcut hastalığın çenelerdeki konumuna göre uygulayıcı tarafından ayarlanabilir. KIBT sistemlerinde FOV değeri belirlenirken aşağıda belirtilen sınıflama dikkate alınabilir (Scarfe ve Farman, 2008):

- Lokalize alanlar: 5 cm ve daha az (Dentoalveoler bölge, TME)
- Tek ark: 5-7 cm arası (Üst çene, alt çene)

- İnterark: 7-10 cm (Alt çene ile inferior konka arasındaki bölge)
- Maksillofasiyal: 10-15 cm (Alt çene ve nazion arasındaki bölge)
- Kraniyofasiyal: 15 cm'den daha fazla (Alt çene ve başın verteksi arasındaki bölge)

Görüntü Tarama Sistemi

Görüntü tarama ünitesi dedektör tipi baz alınarak iki grupta incelenebilir:

1. Flat panel dedektör
2. CCD / Image intensifier tube (IIT) kombinasyonu

Fiber optik bir kablo yardımıyla, IIT ve CCD kamera sistemi birbirlerine bağlanması esasına dayalı çalışan bu sistemin kullanımı geçmişe dayanır. Ancak bu sistemde iki yöntemin konfigürasyonundan kaynaklanan geometrik distorsiyonları azaltmak için ön işleme ihtiyaç duyulur. Ayrıca bu sistemde çok fazla görüntü kirliliği oluşur (Scarfe ve ark., 2006). Flat panel dedektör sisteminde görüntünün algılanması endirekt bir metotla yapılır. Flat panel sistemlerde, genellikle sesium iyodidden oluşan sintilatör tabakası katı haldeki geniş bir sensor panelinde konumlanmıştır. Flat panel dedektörler CCD/IIT kombinasyonu dedektörlerden daha küçük piksel boyutuna sahip olup, yüksek geometrik çözünürlük imkanı sunarlar. Ayrıca flat panel dedektörler geometrik distorsiyona neden olmazlar (Harorlı, 2014). Flat panel dedektörlü sistemler, x ışınına daha hassas olduğu için hasta daha az radyasyon alır. Hareket artefaktı ve metal artefaktı daha az oluşur. CCD/IIT dedektörlere nazaran daha iyi sonuçlar verdiği için KIBT sistemlerinin çoğunda flat panel dedektörler kullanılır (Farman ve Scarfe, 2009).

Görüntü Rekonstrüksiyonu

Hacimsel görüntünün oluşturulabilmesi için, öncelikle temel projeksiyonların elde edilmesi gerekmektedir. Daha sonra bu bilgiler bilgisayar ortamında işlenir. Buna primer rekonstrüksiyon adı verilir. KIBT sistemi hasta etrafında bir tam tur dönüşünü 30 saniyeden daha kısa sürede tamamlasada, bu süre zarfında 100 ile 600'den fazla projeksiyon görüntüsü toplar. Her bir görüntünün bir milyondan fazla piksele ve 12-16 bit arasında değişen bir gri skala değerine sahip olduğu düşünülürse, hacimsel görüntü verilerinin bilgisayar ortamına aktarılmasının ne kadar karmaşık bir işlem olduğu daha kolay anlaşılabilir. Konvansiyonel BT cihazlarında, veriler yüksek kapasiteli bir bilgisayarda toplanıp ethernet ağı ile ana bilgisayara gönderilir. KIBT sisteminde ise

kişisel bilgisayarlarla da verilerin rekonstrüksiyonu yapılabilir. Rekonstrüksiyon zamanı; voksel boyutu, resim alanının büyüklüğü, projeksiyon sayısı gibi etkenler haricinde bilgisayarın donanımı ve yazılımın kullandığı algoritmaya da bağlı olmakla beraber genellikle 5 dakikadan daha azdır (Farman ve Scarfe, 2009).

Görüntünün Ekranda Gösterilmesi

Hacimsel veri, mevcut olan voksellerin tamamının derlemesinden oluşmaktadır. Çoğu KIBT cihazında, aksiyel, koronal ve sagittal olmak üzere 3 ortogonal düzleminde görüntüsü klinisyene sunulmaktadır. Rekonstrükte edilmiş görüntülerin optimum olarak izlenebilmesi; pencere seviyesinin ve genişliğinin ayarlanmasın ve spesifik filtrelerin uygulanmasına bağlıdır (White ve Pharoah, 2009).

Multiplanar Reformat

Hacimsel verilerin izotropik voksellere sahip olmasından dolayı, görüntüler ortogonal olmayan düzlemlerde de izlenebilir. Çoğu yazılım bu tip non-aksiyel 2 boyutlu eksenlerin görüntülenmesine olanak tanır. Bu iki boyutlu eksenler “multiplanar reformat” olarak adlandırılır. Oblik reformasyon ve seri-kesitsel reformasyon multiplanar reformat örneklerinden bazılarıdır.

2.11.Alveoler Kemik

2.11.1. Alveoler Kemik Yapısı

Alveoler kemik mandibular ve maksiller kemiklerin özelleşmiş bir kısmı olup dişin uzun aksına paralel olarak dizilmiş kemik lamellerinden oluşan kortikal, spongioz ve bazal kemikten ibarettir (Bancroft ve Stevens, 1996). Kortikal kemiğin dış tabakasını havers kanalları ve kemik lamelleri oluştururken, ince yoğun iç tabaka ise kribriform tabaka olarak adlandırılır. Spongioz kemik, gözenekli yapıda olup, kemik iliği içerir. Alveoler kemik, osteojenik ve osteoklastik özellik gösteren hücreler tarafından gerçekleştirilen birbirini izleyen yapım ve yıkım aşamaları ile meydana gelir ve fonksiyonel olarak dişleri destekleme görevini üstlenir. Çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle oluşan mekanik stimülasyon, kemik ve dişlerdeki değişikliklerin oluşumunda etkili olur. Diş kayıplarının, alveoler kemikte geri dönüşümsüz rezorpsiyona neden olduğu bilinmektedir (Francois ve ark., 2005).

2.11.2. Alveoler Kemik Rezorpsiyonu

Alveol kemiğinde meydana gelen vertikal ve horizontal kemik kayıplarından, patolojik, çevresel ve fizyolojik faktörler gibi birçok etkenin sorumlu olduğu bildirilmektedir (Woodbury ve ark., 2000). Bununla beraber, ilerleyen yaş, cinsiyet, osteoporöz, diyabet, hiperparatiroidizm ve tiroid fonksiyon bozukluğu gibi sistemik hastalıklarında alveoler kemik rezorpsiyonunda etkili olduğu bilinmektedir (Dubravka ve ark., 2002). Osteoporöz ve osteomalazi gibi sistemik hastalıkların kemik metabolizmasını etkileyerek, kemik yapım ve yıkım prosesinin bozulmasına neden olduğu düşünülürken, enfeksiyon, travma, kist, tümör ve periodontal hastalıklar gibi faktörler ise lokal kemik yıkımları ile ilişkilendirilmektedir (Atwood, 1971). Alveoler kemikte lokal olarak yıkıma neden olan diş kaybı, diş çekimi sonrası geçen süre, çekilen dişin durumu, çekilme nedeni ve lokalizasyonu, çekim socketinin iyileşme hızı gibi unsurlar alveoler kemik rezorpsiyonunun şiddeti konusunda belirleyici olarak karşımıza çıkmaktadır. Rezorpsiyon sürecinde alveoler kemiğin yapısı önemli olup, uygun kalitede ve miktarda olduğu durumlarda, diş çekimi sonrasında kemik rezorpsiyonunun daha az geliştiği bilinmektedir (Francois ve ark., 2005). Diş çekimi sonrası alveol kemiğindeki rezorpsiyonun miktarı, implant planlaması açısından önem arz etmektedir. Çekim sonrası kemikte oluşan vertikal veya horizontal yetersizlikler implantla bu bölgelerin rehabilite edilmesini güçleştirmektedir. Bu doğrultuda, mevcut kemiğin artırılmasına yönelik ileri cerrahi prosedürlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu da hasta konforu, tedavi maliyeti ve olası komplikasyonları yönünden hasta ve hekim açısından bir dezavantaj olarak görülmektedir.

2.11.3. Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

Kemik Kalitesi Açısından Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

Kemik kalitesi için yapılmış pek çok sınıflama mevcuttur. Fakat geçmişten günümüze en sık kullanılan sınıflama Lekholm ve Zarb'ın 1985 yılında ve Misch'in ise 1988 yılında yapmış oldukları sınıflamalardır (Misch, 1999).

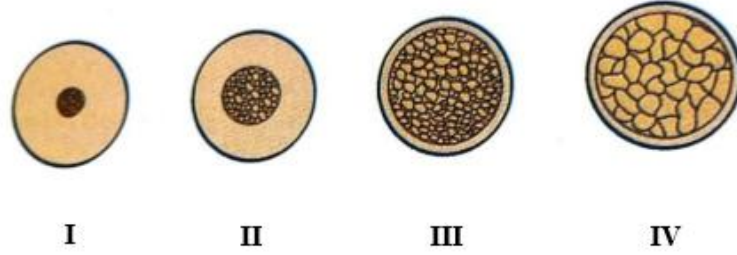
Lekholm ve Zarb sınıflandırması (Şekil 14):

Tip I kemik: Homojen kompakt kemik

Tip II kemik: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik

Tip III kemik: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

Tip IV kemik: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik anlamına gelmektedir.



Şekil 14. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması

Misch sınıflandırması (Şekil 15):

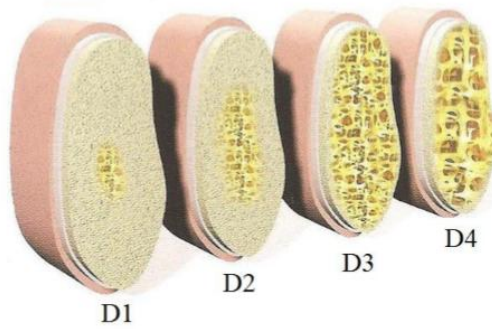
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz alt çene ön bölgede bulunur.

D2 kemik: Dışta ince, yoğun kortikal kemik, içte kalın spongioz kemikten oluşur. Alt çene ön ve arka bölgede, üst çene ön ve nadiren arka bölgede görülür.

D3 kemik: Dışta daha ince gözenekli kortikal kemik ve içte ince spongioz kemik vardır. Alt ve üst çene ön ve arka bölgelerde görülebilir.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla üst çene arka bölgede bulunur.

Misch (1999a) "D5 kemik" olarak tanımlanan, geniş trabeküler boşluklar içeren, mineralizasyonu ve olgunlaşması tamamlanmamış çok yumuşak tipte bir kemik türü daha olduğunu savunmaktadır.



Şekil 15. Misch sınıflamasına göre kemik tipleri

Alveoler kemiğin kalitesinin belirlenmesinde operasyon öncesi BT görüntülerinden ve operasyon esnasında subjektif olarak kemiğin frezleme esnasında gösterdiği dirençten yararlanılır (Kazanç, 2000).

Dental tomografik görüntüleme cihazlarındaki yazılımlar yardımıyla implant yerleştirilmesi öngörülen bölgelerdeki kemik yoğunluğu belirlenebilir. Ancak tomografik görüntüleme sırasında oluşan artifaktlar ve kansellöz kemik içerisindeki yağ ve kemik iliği miktarı yapılan ölçümde hataya yol açabilir (Norton ve Gamble, 2001; Stoppie ve Pattijin, 2006; Luk ve ark., 2011).

İmplant yuvası hazırlanması sırasında karşılaşılan direnç subjektif bir veri olmasına rağmen kemik yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir. Bu yoğunluk, tork kontrolü olan implant motorlarının kullanımıyla daha objektif bir veri olarak karşımıza çıkabilir. Friberg ve ark. (1999), implant yerleştirilmesi esnasında karşılaşılan dirence göre kemiği düşük yoğunlukta (30Ncm'den az), orta yoğunlukta (30-40Ncm arasında) ve yüksek yoğunlukta (40Ncm'den büyük) olmak üzere üç gruba ayırmışlardır. Lekholm ve Zarb'ın klasifikasyonuna göre düşük yoğunluk Tip IV kemiğe, orta yoğunluk Tip II-III kemiğe ve yüksek yoğunluk Tip I kemiğe karşılık gelmektedir.

Kemik kalitesi; kemik mineral yoğunluğu ve kortikal ve trabeküler kemiğin kalınlığıyla tanımlanır (Erbengi, 1992). İmplant uygulamalarında kemik kalitesi çok önemli bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Kemik yoğunluğu, tedavi planlamasında esnasında implant sayısını ve implantların yüklenme zamanlarını etkiler. Belirli bir yoğunluk seviyesine kadar kemik yoğunluğu ile implantların başarı oranının doğru orantılı olarak arttığı bildirilmiştir (Şahman, 2012).

Kemik Kalitesi Açısından Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

Alveoler kemikte atrofi sonucu oluşan rezidüel kretlerin sınıflandırılması için birçok çalışma yapılmıştır (Norton ve Gamble, 2001). Cawood ve Howell (1991) yaptıkları çalışmaların sonucunda bugün de sıklıkla kullanılan çene kemiklerinde diş çekimi sonrası oluşan rezorbsiyona göre kretleri klasifiye etmişlerdir. Bu klasifikasyona göre 6 grup kret vardır (Şekil 16):

Sınıf I: Dişli kret

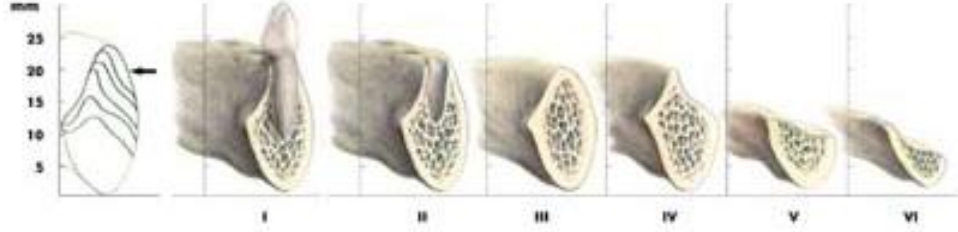
Sınıf II: Diş çekiminden sonra iyileşmesi yeni tamamlanmış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte, tepesi yuvarlak formda kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte, yetersiz genişlikteki bıçak sırtı formda kret

Sınıf V: Yetersiz yükseklik ve genişliğe sahip, düz kret formu

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybının gözlemlendiği, basık kret formu.



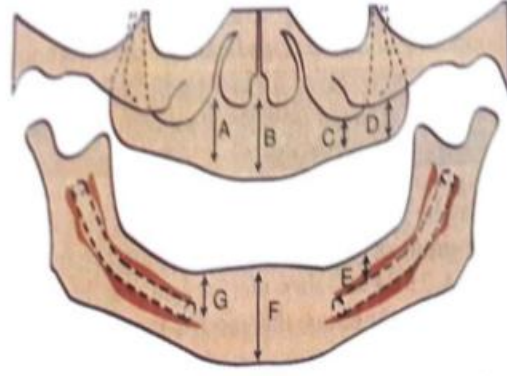
Şekil 16. Cawood ve Howeel'in dişsiz çenelerdeki kemik sınıflaması

İmplant cerrahisi öncesinde, kemik miktarının belirlenmesinde klinik muayene horizontal kemik defektlerini tanımlamada ve mukoza kalınlığının saptanmasında yetersiz kalmaktadır. Radyolojik yöntem olarak ise periapikal radyografi ve PR teknikleri aksiyel kesit bulundurmamaktadır. Bu nedenlerle operasyon öncesi implant planlanan bölgeleri üç boyutlu inceleme imkanı sunan BT görüntülerinden yararlanılır (White ve Pharoah, 2009).

2.12. Mevcut Kemik

2.12.1. Mevcut Kemik Yüksekliği

Mevcut kemiğin yüksekliği kalan kemiğin en tepe noktası ile ilgili anatomik landmark arasında kalan mesafe ölçülerek hesaplanır. Kemik yüksekliği ölçülürken sınırlayıcı anatomik yapılar; apertura piriformis, inferior alveolar sinir ve maksiller sinüs olarak karşımıza çıkmaktadır (Şekil 17). Üst ve alt çenenin ön bölgesi en fazla kemik yüksekliğine sahip olan alanlardır. Dişsiz bölgelerde var olan kemik yüksekliği, hem implant uzunluğunu hem de kron yüksekliğini etkilediği için implant cerrahisi planlamasında önemli bir husustur (Misch, 2007).



Şekil 17. Kullanılabilir kemiğin yüksekliği. **A:** Karşı taraftaki landmark kanin bölgesinde, **B:** Burun boşluğu tabanı, **C:** Maksiller sinüs, **D:** Tüberler, **E:** Mandibular kanalın üzerindeki kemik, **F:** Anterior mandibula, **G:** Mandibular kanin bölgesi

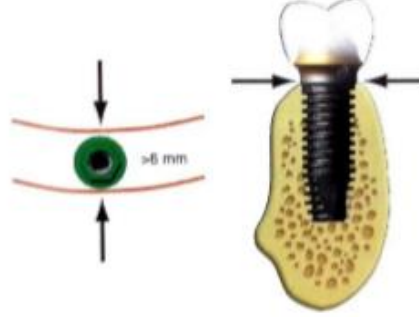
İmplant planlaması aşamasında, mevcut kemiğin uzunluğu belirlenirken anatomik yapılardan en az 1,5-2 mm güvenlik payı bırakılarak planlama yapılmalıdır. Bu kural inferior alveolar sinirin korunması gereken vakalarda ihlal edilmemelidir. Ancak, üst çenede ki bazı vakalarda implantın sinüs tabanındaki kortikal tabakadan destek alınarak yerleştirilmesi gerektiği durumlarda güvenlik payı bırakılmayabilir (Misch, 2007).

Yapılacak olan implantın uzunluğu mevcut kret yüksekliğine göre belirlenir. Misch (2007) ideal koşullar altında implant yerleştirilmesi için minimum 12 mm vertikal kemik uzunluğu gerektiğini belirtmiştir. Literatürde, 9 mm den daha kısa implantlarda implant kayıp oranının, daha uzun implantlara nazaran daha fazla olduğu bildirilmiştir (Minsk ve ark., 1996; Weng ve ark., 2003).

2.12.2. Mevcut Kemik Genişliği

İmplant cerrahisi planlamasında kemik kalınlığı belirlenirken kret tepesindeki iki kortikal plaka arasındaki mesafe ölçülür. Kemik kalınlığının sagittal ekseninde ölçümüne izin veren görüntüleme teknikleri BT ve KIBT olarak karşımıza çıkmaktadır. Tomografinin sagittal kesitleri üzerinde yapılan alveol kemik kalınlığı ölçümlerinde kret tepesinden tabana doğru bir genişleme izlenir. Kretin çok ince olduğu durumlarda implant için frezleme yapmadan önce kemikte redüksiyon gerekli görülebilir. Böyle durumlarda radyografide planlanan ile aynı boyda implant yerleştirmekte güçlük çekilebilir. Yerleştirilecek implantın çapı planlanırken, implantın bukkal ve lingualinde,

en az 1 mm kalınlığında kemik olmasına dikkat edilmelidir. Örneğin 4 mm çapında bir implant yerleştirmek için kret tepesinde en az 6 mm kalınlığında kemik olması gerekmektedir (Şekil 18).



Şekil 18. 4 mm çaplı kök biçimli bir implant için minimum kemik genişliği (Misch, 2007)

2.12.3. Mevcut Kemik Uzunluğu

Dişsiz bölgenin meziodistal uzunluğu genellikle komşu dişler veya implantlar ile sınırlıdır. Genel kural olarak, uygulanacak endosteal implant komşu dişten en az 1.5 mm, komşu implanttan ise en az 3 mm uzaklıkta olmalıdır (Misch, 2007).

2.12.4. Mevcut Kemik Açısı

Alveolar kemik açısı oklüzal düzlem ile ilişkili olarak doğal dişin kökü arasında oluşan açıdır. Ön bölgede, diş kayıpları sonrasında vestibülde kemikte oluşan andırkatlar ve rezorpsiyon nedeniyle implantların açılı yerleştirilmesine ya da implant yerleştirilmesi öncesinde ilgili bölgenin düzeltilmesine gerek vardır. Alt çene arka bölgede distale doğru gidildikçe submandibular fossa dental implantların açılı yerleştirilmesini zorunlu kılar. Bu sebeple, endosteal implantlar ikinci premolar bölgesinde yatay düzlemle 10 derece; birinci molar bölgesinde 15 derece ikinci molar bölgesinde 20-25 derece açılı yerleştirilebilir (Misch, 2007).

2.13. Kemik Yoğunluğunun BT'de Belirlenmesi

Periapikal radyografi ve PR kemik densitesini göstermede yetersiz kalmaktadır. Bu yöntemler iki boyutlu görüntüleme teknikleri oldukları için, her iki kortikal kemiğin trabeküler kemiği perdelemesinden dolayı bölgedeki kemiğin kalitesiyle ilgili yorum yapılamaz. Tomografiler ise kesitsel görüntü verdikleri için kemik densitesi değerlendirmesine olanak tanirlar . Her aksiyal görüntüde 260000 piksel, her pikselin ise "Hounsfield Unit" (HU) olarak da adlandırılan CT numarası vardır. Yüksek CT

numarası kemiğin daha dens olduğu anlamına gelir. CT görüntülerinden alınan rakamlar Misch sınıflandırmasına uyarlanırsa aşağıdaki gibi bir tablo karşımıza çıkmaktadır (Tablo 1).

Tablo 1. Kemik yoğunluğuna göre kemik tiplerine karşılık gelen HU değerleri (Misch, 2007)

D1	> 1250 HU
D2	850- 1250 HU
D3	350- 850 HU
D4	150-350 HU
D5	< 150 HU

2.14. İmplant Uygulamalarında Meydana Gelen Cerrahi Komplikasyonlar

İmplant cerrahisi esnasında anatomik yapılara dikkat etmemek, implant cerrahisi prosedürlerine uygun çalışmamak ve ameliyat öncesi yapılan planlama aşamasında yapılan hatalar ameliyat esnasında veya sonrasında komplikasyonlara yol açabilmektedir.

2.14.1. İntraoperatif Komplikasyonlar

- Hemoraji
- Sinir hasarı
- Maksiller sinüs ya da nazal mukozanın perforasyonu
- Kemik fraktürleri
- Kortikal Kemiğin Perforasyonu
- Kemik dehisensi
- Komşu dişlerin zedelenmesi
- Yetersiz primer stabilite
- Kullanılan aletlerin kırılmaları
- İmplantın kemiğin içine yeteri kadar gömülmemesi

- İmplantın kemik içine gereğinden fazla gömülmesi
- İmplantın istenen ya da planlanan konum ve açıda yerleştirilememesi
- Frezleme esnasında implantın boy ve eninden daha farklı bir kavite hazırlanması

2.14.2. Postoperatif Komplikasyonlar

- Erken dönem komplikasyonlar
 - Hematom
 - Ödem
 - Enfeksiyon
 - Hemoraji
 - Yara kenarı dehissensi ve mukozal perforasyon
 - Cerrahi amfizem
 - İmplant mobilitesi
- Geç dönem komplikasyonlar
 - Periimplantitis
 - Yumuşak doku patolojileri
 - Kronik sinüzit
 - Kronik ağrı
 - Sert doku patolojileri

2.15. İmplant Planlamasında Dikkat Edilmesi Gereken Anatomik Bölgeler

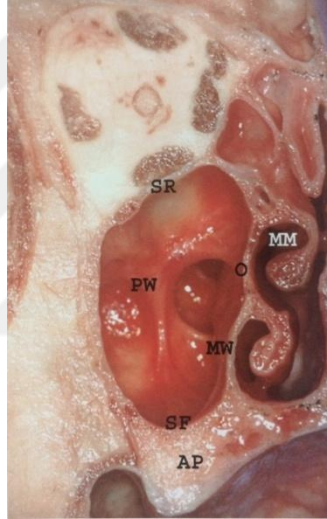
2.15.1. Maksiller Sinüs

İlk olarak 17. asırda bir İngiliz anatomist olan Nathaniel Highmore tarafından tanımlanmış olan maksiller sinüs, "Antrum Highmore" (Highmore Mağarası) olarak da adlandırılır (Solar ve ark., 1999). Maksiller sinüsler paranazal sinüslerin en büyüğüdür (Türker ve Yücetaş, 1997).

Maksiller Sinüsün Anatomisi

Maksillanın gövdesine çift taraflı olarak yerleşmiş konumda bulunan maksiller sinüsler, üçgen piramit şeklini andıran kavitelere sahiptir. Maksiller sinüs "Schneiderian membranı" adı verilen respiratuvar mukoza ile kaplı hava dolu bir kavitedir (White ve Pharoah, 2009). Maksiller sinüsün ortalama hacmi 15 milimetreküp (mm³) tür. Ortalama olarak anteroposterior uzunluğu 34 mm, transvers uzunluğu 25 mm,

yüksekliği ise 33 mm civarındadır (Lawson ve ark., 2008). Maksiller sinüsün hacmi, yaşla ve diş çekimine bağlı olarak sinüsün pnömatische olmasıyla beraber artmaktadır (Watzek ve ark., 1999). Maksiller sinüs doğumda rudimenter olarak bulunur. Maksiller sinüsler 13 yaşında 2. dentisyonun tamamlanmasından sonra son piramidal şeklini alır ve son büyüklüğüne de 18 yaşında erişmiş olur (Anagnostopoulou ve ark., 1991). Maksiller sinüsler, süperiorda orbita tabanı, inferiorda palatin kemik ve alveol kemiği, lateralde zigomatik çıkıntı, posteriorda pterygopalatin ve infratemporal fossadan ayıran kemik tabaka, medialde inferior konka, unsinat prosess ve fontanelle tarafından sınırlanırlar (Şekil 19). Piramide benzeyen şeklinin apeksi zigomatik çıkıntı içerisine uzanır, medial duvarı ise nasal kavitenin lateral duvarını oluşturur (Becker ve Hwang, 2010).



Şekil 19. Maksiller sinüsün kadavradaki frontal kesiti. **SR:** sinüs tavanı **MM:** orta mea **PW:** arka duvar, **SF:** sinüs tabanı, **AP:** alveol kemiği, **O:** ostium, **MW:** medial duvar. (Khoury ve ark., 2007)

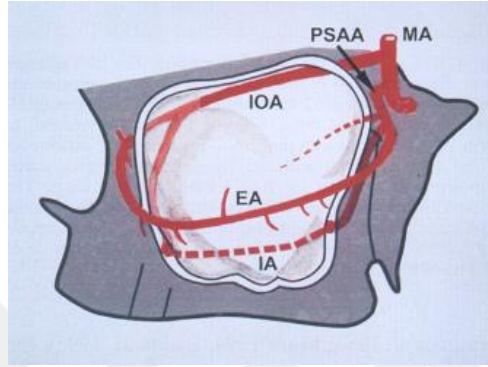
Maksiller sinüs, medial duvarının posterosuperior kısmında bulunan ve hiatus semilunaris adı verilen ostium yolu aracılığıyla etmoid infundibulumda drene olur (Diyarbakır, 1995). Hiatus semilunaris, yukarıda lakrimal kemik ve unsinat proses, aşağıda alt konkanın maksiller çıkıntısı ve arkada palatin kemiğin perpendiküler laminası ile sınırlanmış bir yapıdır (Koç, 2009).

Maksiller Sinüsün Beslenmesi ve İnnervasyonu

Maksiller sinüsün beslenmesi, maksiller arterin dalları olan infraorbital arter ve posterior süperior alveoler arter vasıtasıyla sağlanır (Koç, 2009) (Şekil 20). Ancak

fasiyal arterinde beslenmeye küçük bir katkısı olabileceği bildirilmiştir (Graney ve ark., 1998). Venöz drenaj ise çoğunlukla pterigoid ven pleksusu ile sağlanır (Graney ve ark., 1998). Bunun dışında, fasial, infraorbital, süperior alveoler ve majör palatin venlerde drenajı sağlarlar (Koç, 2009).

Maksiller sinüsün sensitif innervasyonundan n. maksillaris'in nn. alveolares superiores posteriores dalı, n. infraorbitalis'in nn. alveolares superiores anteriores dalı ve n. palatinus major'un dalları sorumludur (Şakul, 1999).



Şekil 20. Maksiller sinüsü besleyen arterler. **PSAA:** Posterior süperior alveoler arter, **IOA:** İnfraorbital arter, **MA:** Maksiller arter, **EA:** Ekstraosseöz anastomoz, **IA:** İntraosseöz damarlar (Solar ve ark., 1999)

Maksiller Sinüsün Fizyolojisi

Maksiller Sinüsün Görevleri;

1. Kafanın ağırlığını azaltır.
2. Sesin rezonansını düzenler.
3. Salgıladıkları mukus sayesinde membran nemliliği korunur.
4. Havanın nemlendirilmesini, ısıtılmasını sağlarlar.
5. Yüzün büyümesine yardım ederler.
6. Beyin için ısı yalıtımı sağlarlar.
7. İçlerinin hava dolu olması sayesinde dış ve iç atmosferik basıncı dengelerler.

Sinüsler periost ve onun üzerinde solunum epiteli ile örtülüdür. Bu epitel, psödostratifiye, silialı kolumnar epiteldir. Müköz salgı yapar. Sinüs drenajı için silia ve mukus gereklidir. Sinüs açıklığı veya ostium medial duvarın 2/3 üst kısmından burun boşluğuna açılır. Sinüs içindeki herhangi bir yabancı cisim burun boşluğuna epitelin salgıladığı mukus ve silia ile itilir (Türker ve Yücetaş, 1997).

Maksiller Sinüsün Dişhekimliğindeki Önemi

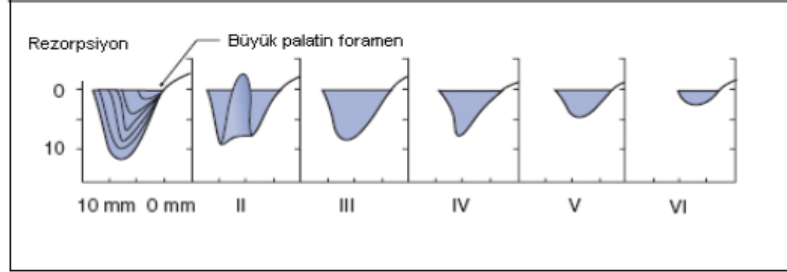
Maksiller sinüslerin tabanını üst çene alveol kemiği oluşturur. Maksiller 1. premolar dişlerden itibaren 3. molar diş kadar maksiller sinüs ile diş kökleri yakın ilişki halindedir. Genellikle diş kökleri ile sinüs mukozası arasında kompakt bir kemik bulunmaktadır. Kemik tabakasının olmadığı durumlarda, diş kökleri ve sinüs mukozası doğrudan ilişki halindedir (Türker ve Yücetaş, 1997). Maksiller sinüs, gerek üst dişler ile yakın komşuluğu, gerekse bu bölgede karşımıza çıkabilecek odontojenik kist veya tümörlerin varlığı nedeniyle, rutin dişhekimliği uygulamalarında ve üst çeneyi ilgilendiren cerrahi işlemlerde çok dikkat edilmesi gereken önemli bir anatomik yapı olarak karşımıza çıkmaktadır. Bununla beraber üst çene premolar ve molar dişlerden kaynaklanan bir enfeksiyon veya apikal apse, maksiller sinüs enfeksiyonuna ve kronik sinüzite varan semptomlara neden olabilir (Arias-Irimia ve ark., 2009).

Maksiller sinüs pnömatizasyonu, sinüsün havalanma artışı olarak tanımlanmaktadır. Maksiller sinüs, pnömatize oldukça üst çenedeki dişlerle daha yakın ilişkili hale gelir. Yetişkinlerde maksiller posterior dişlerin çekiminden sonra pnömatizasyonun arttığı görülmüştür (Wehrbein ve Diedrich, 1992). En fazla pnömatizasyonun 2. molar dişler çekildiğinde veya birden fazla diş çekimi yapıldığında görüldüğü bildirilmiştir (Sharan ve Madjar, 2008).

Posterior Maksillanın Atrofisi

Dişlerin kaybedilmesiyle beraber, alveoler kemiklerde geri dönüşümsüz bir rezorpsiyon görülmektedir. Buna maksiller sinüsünde diş kaybı görülen bölgelere doğru pnömatize olmasında eşlik etmektedir (Anon, 1996). Diş kaybı sonucu meydana gelen bu kemik yıkımları neticesinde, bu bölgelerin dental implantlar ile tedavisi zorlaşmaktadır. Posterior maksiller fasiyel kemik, çenelerdeki bütün bölgelere oranla en hızlı şekilde rezorpsiyon gösteren alan olarak karşımıza çıkmaktadır (Rodoni ve ark., 2005). Bunun neticesinde arka alveoler kret kalınlığı giderek azalmaktadır. Fakat üst çene posterior alveol kreti çok geniş olmasından dolayı, %60 oranında bir rezorpsiyon sonrasında bile kök formu implantların yerleştirilmesi için yeterli kemik genişliği bulunmaktadır. Alveoler kemiğin palatinal kemiğe doğru rezorpsiyon göstermesi sonucunda bukko-lingual olarak daha ince bir kret meydana gelmektedir (Şekil 21). Rezorpsiyon süreci devam ettikçe kret bukko-lingual olarak orta hatta doğru

remodeling göstermektedir. Bunun sonucunda, estetik bir restorasyon elde edebilmek amacıyla biyomekanik kuralları ihlal etme pahasına final restorasyon bukkal olarak kretin hizasının dışında dizayn edilmektedir (Misch ve ark., 1999). Bu durum, biyomekanik açıdan implant ve çevre destek dokular için risk oluşturmaktadır.



Şekil 21 . Cawood ve Howell'in posterior maksiller alveoler kret rezorpsiyonunun sınıflaması

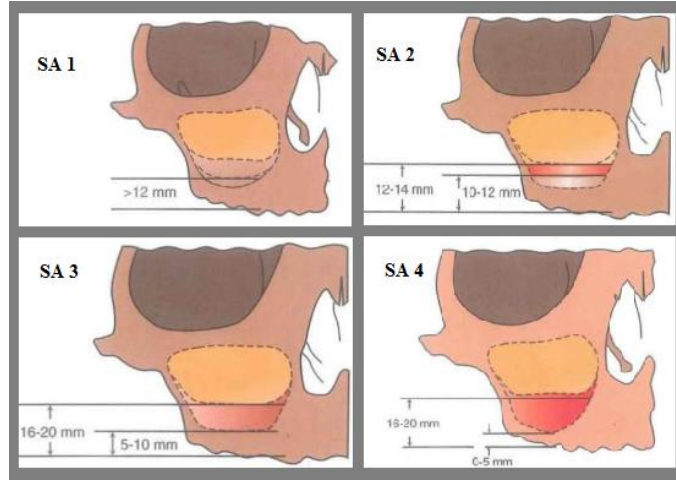
Posterior Maksillada İmplant Tedavi Planlanması

Günümüze kadar maksiller posterior bölgenin tedavisi konusunda farklı yaklaşımlar uygulanmıştır. Bu yaklaşımlar şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Sinüslere implant yerleşiminden kaçınarak, daha anteriora, mediale veya posterior bölgeye implant yerleştirilmesi (Ashkinazy, 1982).
2. Sinüs tabanını perfor edecek implantların yerleştirilmesi (Branemark ve ark., 1984).
3. Subperiosteal implantların yerleştirilmesi (Linkow, 1980).
4. Horizontal osteotomi yöntemini kullanarak interpozisyonel kemik grefti yerleştirilmesi ve endosteal implant kullanımı (Sailer, 1989).
5. Sinüslerin implant yerleştirme esnasında elevasyonu (Tatum, 1989).
6. Sinüslerin yan duvar yaklaşımını kullanarak greftleme işleminin gerçekleştirilmesi ve implantların da aynı seansta veya daha sonra yerleştirilmesi (Tatum, 1989).

Atrofik üst çene arka bölgeye dik pozisyonda, uzun implant yerleştirilmesi amacıyla maksiller sinüs tabanının elevasyonu ve/veya sinüsün greftlenip dikey yönde kemik miktarının artırılması gerekmektedir. Bu noktada tedavi şekli ve cerrahi yaklaşımı belirleyen ana kriter, primer stabilizasyonda ve oklüzal yüklerden oluşan kuvvetlerin destek dokulara dağıtılmasında kilit rol oynayan rezidüel alveoler kemik miktarının yüksekliğidir (Jensen ve ark., 1988). 1987 yılında, Misch tarafından implantın ideal konumda yerleştirilmesi planlanan bölgede maksiller sinüs tabanı ile

kret tepesi arasında kalan kemik yüksekliği referans alınarak farklı tedavi alternatiflerini düzenleyen bir sistem geliştirilmiştir (Şekil 22).



Şekil 22. Misch'in subantral sınıflaması (Misch, 2007)

Misch'in (2007) tanımladığı bu sistemde, alveol kret tepesi ve maksiller sinüs arasındaki kemik mesafesinin miktarını baz alınarak, 4 farklı subantral tedavi seçeneği tanımlanmıştır. Tedavi seçeneğinin bu aşamada belirlenmesi, ameliyat öncesi, hekime uygulayacağı cerrahi açısından belirli bir öngörü oluşturması noktasında katkı sağlar.

SA1- Rezidüel alveol kemiği yüksekliği 12 mm'den fazladır. Konvansiyonel yöntemlerle implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5-5 mm arasındaysa genişlik de horizontal olarak ogmente edilmelidir.

SA2- Rezidüel alveol kemiği yüksekliği 10-12 mm arasındadır. Kret genişliği 5 mm'den fazlaysa 0-2 mm'lik kazanç sağlayacak indirekt veya kapalı sinüs tabanı yükseltme ardından implant yerleştirilmelidir.

SA3- Rezidüel alveol kemiği yüksekliği 5-10 mm arasındadır. İmplant yerleşimi öncesi direkt veya açık sinüs tabanı yükseltme olarak da bilinen yöntemle sinüs lateral duvarından greftlenerek ogmente edilir. 2-4 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5-5 mm arasındaysa genişlik de horizontal olarak ogmente edilmelidir.

SA4- Rezidüel alveol kemiği yüksekliği 5 mm'den azdır. İmplant yerleşimi öncesi direkt veya açık sinüs tabanı yükseltme olarak da bilinen yöntemle sinüs lateral duvarından greftlenerek ogmente edilir. 6-10 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilmelidir. Sinüs grefti olgunlaştıktan sonra kret genişliği genelde 5 mm'den fazladır. Misch'in (2007) posterior maksilladaki tedavi tavsiyelerine alternatif olarak,

Jensen (1988) atrofik üst çene arka bölgede implant destekli protez uygulanabilmesi için sunduğu cerrahi yaklaşımlarda 4 mm ile 5mm'lik rezidüel kret yüksekliğini kritik değer olarak bildirmiştir.

Pnömatize, büyük maksiller sinüslerin implant yerleşimi öncesi greftleme girişimleri 1970'lerin sonuna doğru başlamıştır. Linkow (1994), üst çene arka bölgede sinüslerin içine blade implantların yerleştirilmesi için, sinüs membranının kaldırılabilceğini belirtmiştir. İlk açık sinüs augmentasyonu ameliyatı 1976'da Tatum tarafından tasarlanmış ve Birmingham'da Alabama implant kongresinde tanıtılmıştır. Takip eden yıllarda Tatum (1986), tekniğini modifiye etmiştir.

Sinüs Ogmentasyon Yöntemleri

Summers Osteotomisi veya Kapalı Sinüs Elevasyonu

Summers 1994 yılında osteotomi yaparak uygulanan yeni bir cerrahi teknik geliştirmiştir. Sinüsün altında 5–6 mm kalınlığında, zayıf yoğunluğa sahip kemik olduğunda uygulanan bu teknikte, implant uygulanacak olan bölge kademeli bir şekilde hazırlanır. Bu işlem sırasında sinüs tabanı osteotomlar yardımıyla tabanda kortikal kemik olacak şekilde birkaç milimetre yükseltilmektedir. Mevcut kemiği korumak ve genişletmek bu tedavinin en önemli amacıdır. Osteotominin çapının kademeli olarak genişletilmesinin amacı implant çevresindeki kemiğin yana ve apikale doğru yoğunlaşmasını sağlamaktır. Rosen ve ark. (1999) bu teknik sayesinde kemik yüksekliğinin 6 mm olduğu vakalarda 10 mm'lik, 9 mm olan vakalarda 13 mm'lik implantlar yerleştirebildiklerini yaptıkları retrospektif çalışmada bildirmişlerdir.

Kapalı sinüs tabanı yükseltme tekniği hekim açısından daha pratik, hasta açısından ise daha az travmatik ve komplikasyon riski düşük bir teknik olarak öne sürüldüyse de belirli bir kemik yüksekliğinin altında kullanılması, hem primer stabilitenin sağlanabilmesini güçleştirmekte hem de sinüs membranının perforasyon riskini arttırmaktadır.

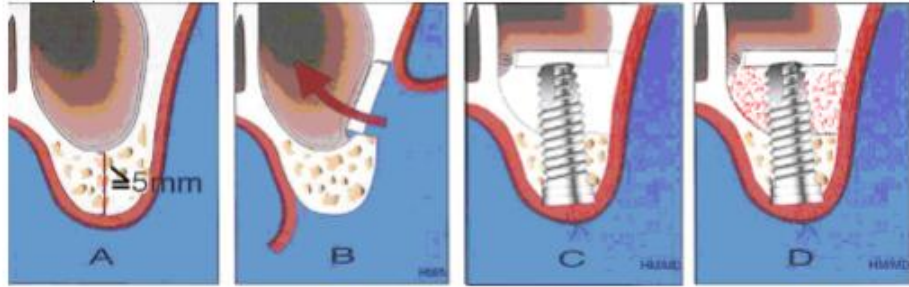
Deporter ve ark. (2000), osteotom tekniğiyle gerçekleştirdikleri ve sığır kaynaklı greft materyali kullandıkları 16 vakada, başarı oranını %100 olarak tespit etmişlerdir.

Cavicchia ve ark. (2001), aynı tekniği uyguladıkları 97 implant vakasında 11 implant kaybıyla başarı oranını %88.6 olarak tespit etmişlerdir.

Sinüs Ogmentasyonu ile Beraber Simültane İmplant Yerleştirilmesi

Bu teknik mevcut kemik yüksekliğinin 5 mm'den fazla olduğu vakalarda uygulanır (Davarpanah ve ark., 2004). Cerrahi prosedürün ilk aşamasında insizyon, kret tepesinden veya bir miktar palatine doğru kayılarak yapılır. Daha sonra ilk insizyonla birleştirilen iki serbestleyici dikey insizyon yapılır. Tam kalınlık flep kaldırılır. Maksillanın bukkal kısmı açığa çıkarılır. Bukkal kemikte osteotomi yapılarak sinüsün antrumuna ulaşılır. Bu işlem rond veya fissür frez ya da piezoelektrik cihaz kullanılarak yeterli serum soğutması altında yapılır. Kemikte açılan pencere, dikdörtgen veya yarım ay şeklinde olabilir. Grimsi beyaz renkte sinüs membranına ulaşılır. Membran perfore edilmeden dikkatli bir şekilde eleve edilir. Bu işlem için farklı açılı olan elevatörler kullanılır. Kemik pencere, sinüs kavitesinin içerisine doğru itilerek yatay konuma getirilir. Yatay konuma gelmiş kemik pencere yeni sinüs tabanını oluşturur (Davarpanah ve ark., 2004).

Gerekli membran elevasyonları tamamlandıktan sonra frezlerle implant yuvaları hazırlanır. İmplantlar yerleştirildikten sonra sinüsün tabanı ile alveol kemik arasındaki boşluğa kemik grefti yerleştirilir. Greft sinüs kavitesinin içine doğru kondanse edilir. Ardından flep eski yerine yerleştirilip dikilir (Şekil 23) (Davarpanah ve ark., 2004).

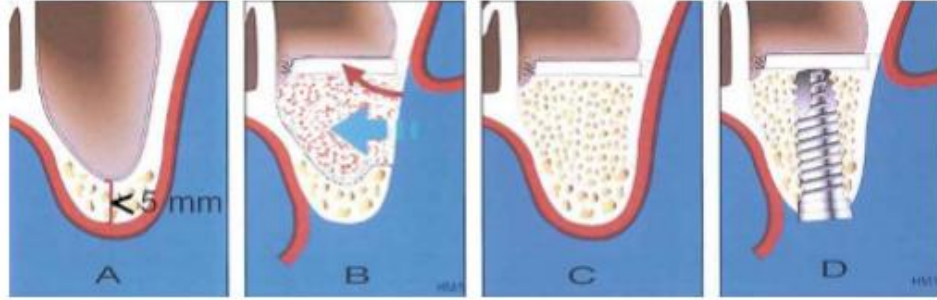


Şekil 23. Sinüsün greftlenmesi ve simültane implantasyon. **A:** Kret yüksekliği 5 mm veya daha fazla. **B:** Bukkal kemikte pencere açılır. **C:** Sinüs tabanı, kemik pencere yatay konuma getirilip yeniden oluşturulur. İmplant yerleştirilir. **D:** Greft materyali sinüs tabanına yerleştirilir.

Sinüsün Greftlenmesi ve Geç İmplantasyon

İlk defa Boyne ve James (1980) tarafından tanımlanan bu teknik birçok kez modifiye edilmiştir. Sinüs mukozası ve alveol kret tepesi arasındaki kemik yüksekliğinin 5 mm'den az olduğu durumda implant yerleştirilmeden önce açık sinüs

tabanı yükseltme prosedürü gerçekleştirilir. İmplant, kemiğin iyileşmesi için 4-6 ay bekleddikten sonra yerleştirilir (Şekil 24) (Davarpanah ve ark., 2004).

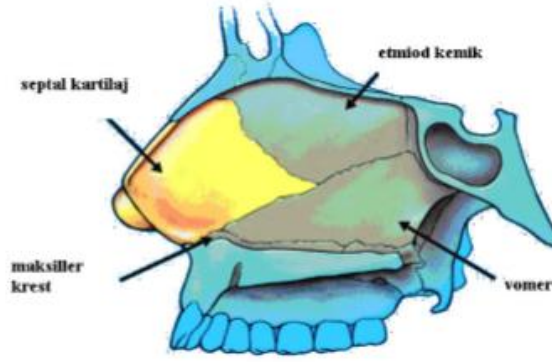


Şekil 24. Sinüsün greftlenmesi ve geç implantasyon. **A:** Mevcut kemik yüksekliği 5 mm'den azdır. **B:** Sinüs tabanı yeniden oluşturulur. Greft materyali yerleştirilir. **C:** Greft uygulandıktan sonra 4-6 ay beklenir. **D:** İmplant yerleştirilir.

2.15.2. Nazal Kavite

Nazal kavite yüzün orta üçlüsünde yer alır. Frontal sinüslerin altında oral kavitenin üzerinde yerleşimlidir. Yan tarafında orbita ve maksiller sinüsler lokalizedir. Piramite benzeyen bir şekli vardır. Piramit şeklindeki burnun üst kısmı kemik, alt kısmı da kıkırdak yapılardan oluşmaktadır. Orta hatta birbiri ile eklem yapan nazal kemikler, lateralde maksiller kemiğin frontal çıkıntısı, ventralde frontal kemiğin nazal çıkıntısı, ethmoid kemiğin perpendiküler laminası ve septal kıkırdak ile eklem yapar (Şekil 25). Nazal kemikten apekse doğru uzanan üst lateral kıkırdaklar, orta hatta septal kıkırdak ile birleşirler, ancak apekte septal kıkırdakla her iki üst alar kıkırdak arasında bir yarık kalır.

Nazal septum her bir parçanın medial duvarını oluşturur. Lateral duvarları ise paranasal sinüslerin havalanmasına ve drenajına katkıda bulunan konka adı verilen çıkıntılar ve bu çıkıntıların arasında bulunan meatus adı verilen boşluklardan oluşur. Nazal kavitenin üst kısmı, etmoid kemiğin kribriform parçası tarafından oluşturulmuştur. Kribriform laminanın içinde, koku duyusuyla ilgili sinirlerin geçtiği küçük pencerecikler bulunur. Nazal kavitenin bu üst kısmı olfaktor mukoza ile kaplanmıştır. Burnun geri kalan alanı ise respiratuvar mukoza tarafından kaplanmıştır. Oral kavite ve nazal kaviteyi önden arkaya doğru, maksillanın palatin çıkıntısı ve palatin kemiğin horizontal prosesi birbirinden ayırır (Walike, 1973).



Şekil 25. Nazal septumun sagittal görünümü

Nazal kavite burun delikleriyle dışa açılır, arkada ise koana adı verilen deliklerle farinkse açılır (Finucane ve ark., 2011). Koana, yukarıda vomerin alası ve sfenoid kemik, medialde vomer; aşağıda palatin kemiğin horizontal parçası ile ve lateralde, sfenoid kemiğin medial pterigoid prosesi tarafından sınırlanmıştır (Pallanch ve ark., 1988).

Burnun iç kısmı, konkalarla birlikte lateral nazal duvar ve nazal septumun kanlanmasından orta ve üst konkaların geçiş yerindeki sfenopalatin forameninden çıkan, maksiller arterin dalı olan sfenopalatin arter sorumludur (Prades ve ark., 2008).

Nazal kavitenin afferent sinir lifleri trigeminal sinirden, efferent parasempatik lifleri vidian sinirden kaynaklanırken, efferent sempatik lifler kan damarlarını takip eder (Mygind ve Dahl, 1998).

Üst Çene Ön Bölgede Dental İmplant Uygulamaları

Üst çene ön bölgeyi ilgilendiren cerrahi işlemlerde bu bölgenin anatomisinin cerrah tarafından iyi bilinmesi önem taşır. İmplant uygulanmadan önce ilgili bölgedeki kemiğin yüksekliğinin yeterli olması implantın stabilitesi açısından kritik önem taşır. Alveol kret yüksekliğinin yetersiz olduğu durumlarda implantın primer stabilitesinin sağlanması olanaksız hale gelmektedir (Lekholm, 1998). Bilhassa, atrofik premaksillada alveol kret tepesi ile burun tabanı arasındaki mesafenin yetersiz olduğu vakalarda implant yerleştirilmesinde güçlüklerle karşılaşmaktadır. Premaksilla bölgesi, implant yerleştirilmesi açısından en çok zorlanılan bölgelerden birisi olarak karşımıza çıkmaktadır. Bunun nedeni ise, kemik mesafesinin yeterliliğinin implant

yerleştirilmeden önce 3 boyutlu olarak doğrulanması gereksinimidir (Misch, 1990). Üst çene ön bölgede ilerleyen kemik yıkımıyla beraber kemik mesafesinin implant yapımına imkan tanımadığı durumlarda bu sorunun üstesinden gelmek için kısa implant seçeneği ön plana çıkmaktadır. Kısa implantlar genellikle, burun tabanına çok yakın konumda yerleştirilmektedir. Bu durum, nazal mukoza perforasyonu, oronazal fistül oluşumu, burun hava akımında değişim, burun akıntısı, rinosinüzit, enfeksiyon ve epistaksis gibi çeşitli komplikasyonları beraberinde getirebilir (Raghoobar ve ark., 2004).

Bunun dışında, üst çene ön bölgede kemik miktarının artırılmasına yönelik birçok yöntem öne sürülmüştür. Bunlar; onley greftleme (Smiler, 1994), yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (Tal ve ark., 1997) ve nazal mukoza elevasyonu (Garg, 1997) olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak, bu tür ileri cerrahi ameliyatlardan sonrada hastalarda daha önce saydığımız türden komplikasyonların gelişme olasılığı göz ardı edilmemelidir.

Üst çene ön bölgeyi ilgilendiren implant cerrahisi öncesi mevcut kemik yüksekliğinin radyografiler yardımıyla doğru tayin edilmesi ve bu doğrultuda planlama yapılması, olası komplikasyonların önüne geçebilir.

Üst Çene Ön Bölgedeki Dental İmplant Uygulamalarında Cerrahi Prosedür

Premaksillada tüm dişlerin eksik olduğu durumlarda cerrahi prosedür oldukça güçtür. İmplantın üç boyutlu olarak doğru yerleştirilebilmesi için kimi cerrahlar rehber cerrahi plak kullanmaktadır. Lokal anestezi uygulandıktan sonra, kret tepesinin 2-3 mm palatinalinden başlayan bir insizyon yapılır. İnsizyon gerçekleştirildikten sonra flepler uygun periost elevatörleri ile kaldırılır. Daha sonra alveol kemiğinin durumu değerlendirilir. Tek diş eksikliklerinde komşu dişlerden 1,5 mm uzak kalma kuralına uyulmalı, birden fazla implantın yerleştirileceği vakalarda iki implant arası mesafe en az 3 mm olmalıdır. Üst çenede vestibül kemikteki rezorpsiyon fazla olduğu için, implantlar genellikle bukkale açılarak konumlandırılmaktadır. Bu nedenle birden fazla implant yerleştirilecek vakalarda, implantlar protezin giriş yoluna uygun olacak şekilde birbirine göre konumlandırılmalıdır. İmplant planlanan bölgelerdeki mevcut kemiğin kalitesi ve miktarı, ön bölgede başarılı ve estetik olarak kabul edilebilir bir implant

tedavisi için önemli bir unsurdur. Misch ve Judy sınıflaması (1987), çenelerdeki mevcut kemiğin analizinde ve cerrahi safhanın planlamasında kullanılabilir (Şekil 26).

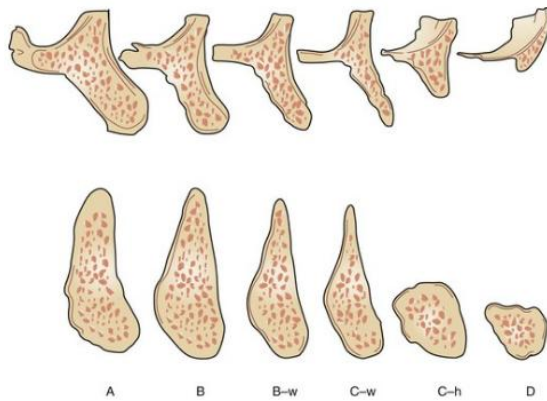
Divizyon A kemikte yeterli kemik desteği bulunmaktadır.

Divizyon B kemikte genişlik 4-5 mm'dir. İdeal çapta implant yerleştirmek için ogmentasyon prosedürleri ile kemik hacmi artırılabilir veya osteotomlar ile kemik ekspanse edilebilir. Üst çene ön bölgede kemik yoğunluğu genellikle D3 yapıda olduğu için kemik ekspansiyonu işlemleri başarı ile sonuçlanmaktadır.

Divizyon C-w kemikte, kemiğin genişliği 2,5 mm'den azdır. Bu nedenle onley greftlemeye gerek duyulabilir. Eğer yeterli kemik hacmi elde edilebilirse standart çaplı dental implantlar uygulanabilir.

Divizyon C-h kemikte, kemik kalınlığı yeterli ancak yüksekliği yetersiz olduğu için kemik ogmentasyonu veya burun tabanı elevasyonu ile kemik yüksekliği sağlanabilir. Bu hastalarda alveol kemiği palatine doğru aşırı şekilde rezorbe olduğundan dolayı implantlar palatine doğru oldukça açılı yerleştirilirler. Buda protetik restorasyonun estetiğini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle sabit protezlerin uygulanacağı vakalarda onley greftler tercih edilmelidir.

Divizyon D kemikte, sabit protezlerin yapılması oldukça güçtür. Ekstraoral kaynaklı greftler kullanıldıktan sonra implant uygulanması planlanabilir. İmplant yuvasının hazırlanması küçük çaplı rond frezler ile implantın yerinin tam olarak işaretlenmesi ile başlar. Kemikte oluşabilecek travmadan kaçınmak için implant yuvası kademeli olarak (2,2 mm, 2,8 mm, 3,5 mm frezler ile) hazırlanmalıdır.



Şekil 26. Misch ve Judy'nin implant planlanan dişsiz arklardaki kemik ile ilgili sınıflaması

Üst çene ön bölgede yivler için nadiren yuva hazırlanır. Uzun dişsiz boşluklarda papil oluşturmak güç olsa da estetik iyileşme başlıkları kullanılarak

yumuşak dokunun iyileşmesi yönlendirilebilir. Peri-implant kemik defekti bulunan vakalarda kemik ogmentasyonu yapılabilir. Özellikle ince biyotipe sahip bireylerde yumuşak doku estetiğini arttırmak için yumuşak doku greftleri uygulanabilir. Flep, özellikle ileride papilin oluşması beklenen bölgede, atravmatik dikişler kullanılarak kapatılmalıdır.

Üst Çene Ön Bölgede Yetersiz Kemik Miktarını Arttırıcı Teknikler

Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu (YKR)

Kemik defektlerinde doğal iyileşme, konnektif dokunun defekti doldurmasıyla olur. Defektin bu şekilde iyileşmesiyle, yeni kemik dokusunun oluşması engellenir. Kemik defektinin iyileşme döneminde dokudaki değişik hücreler defektli bölgeye doğru hareket etmektedir (Palmer, 2002). YKR yönteminde; membran kullanılarak bir bariyer oluşturulmakta, defekt bölgesinde kapalı bir boşluk yaratılmakta ve böylece fibroblast ve diğer konnektif doku hücrelerinin defektli bölgeye hareket etmesi engellenmektedir. Bu sayede daha yavaş hareket eden osteojenik hücrelerin bölgeye ilerlemesi ve çoğalması sağlanmış olur (Palmer, 2002).

İmplant yerleştirilmesi için seçilen sahadaki kemik hacmini arttırmak için uygulanan YKR sık uygulanan ve kabul edilebilir bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu yöntemde çeşitli türde membranlar ve greft materyalleri kullanılarak istenilen hacimde ve formda kemik oluşturulmaktadır. YKR yöntemi ile ilgili klinik çalışmalar 1990 yıllarından itibaren birçok araştırmacı tarafından uygulanmasına rağmen işlem sırasında kullanılacak uygun membranın seçimi hala tartışma konusudur (Palmer, 2002).

Onley Kemik Ogmentasyonu

İmplant yerleştirilmesi için yeterli kemik yüksekliği ve genişliği bulunmayan atrofik kreterlerde bu kısıtlamının giderilmesi için kullanılan, diğer bir kemik ogmentasyonu metodu ise onley greft uygulamasıdır. Özellikle intermaksiller mesafenin arttığı olgularda bu yöntemin kullanılması avantaj sağlamaktadır (Misch ve ark.,1995). Bu tür vakalarda osteojenik özelliklerinden dolayı otojen kemik greftleri kullanılmaktadır. İliak kemik, kalvaryum, tibia ve kostalar ekstraoral donor saha olarak otojen kemik grefti elde etmede kullanılır. Bu bölgelerden greft alınması işlemi genel anestezi altında yapılmakta olup, yüksek derecede donor sahada morbitide görülür.

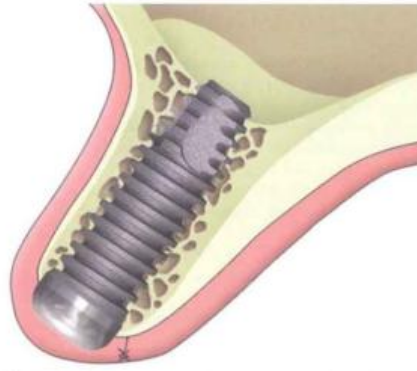
İntraoral donor saha; lokal anestezi altında işlemin yapılması ve morbidite açısından hastalar tarafından daha kabul görmektedir, ancak kısıtlı miktarda greft elde edilmesi bu yöntemin dezavantajıdır. En çok kullanılan sahalarda mandibular simfiz, retromolar bölge ve tüber maksilladır (Palmer, 2002). Bu yöntemde kullanılan greft otojen kemiktir ve kortikal kemik olması oluşturacağı iskelet açısından önemlidir. Ancak sadece kortikal içerikli kemik greftinin kullanılması greftin beslenebilmesi açısından yeterli olmayabilir. Bu yöntem için en ideal kemik grefti elde edilecek bölge kortiko-kanselloz içeriği ve intraoral elde edilmesi açısından mandibular simfiz ve mandibular ramustur. Alınan kemik grefti bölgeye uyumlandırılmalı ve rijit bir şekilde fiske edilmelidir. Bu rijit fiksasyon için genellikle rezorbe olmayan osteosentez vidaları kullanılır (Schwartz-Arad ve ark., 2005). Greftin bölgeye fiksasyonu sonrası greft ile alıcı saha arasındaki oluşan boşluklar cesitli greft materyalleri ile doldurulduktan sonra membranla bölge örtülür. Kemiğin konsolidasyonu yaklaşık 3-6 ay kadar sürer, bu süre sonunda bölge tekrar açılıp fiksasyon vidaları sükülür. Bu yöntemle hem vertikal hem de horizontal yönde augmentasyon yapılabilir (Schwartz-Arad ve ark., 2005).

Nazal Mukoza Elevasyonu

Üst çene ön bölgede tüm dişlerin kaybedildiği vakalarda implant cerrahisi esnasında bazı zorluklarla karşılaşmaktadır. Özellikle C-h tipte kemik bulunan vakalarda ideal implant yerleştirilebilmesi için mevcut kemik yüksekliğinin artırılması gerekmektedir. Kemik yüksekliğinin ideal seviyeye getirilmesi için ekstraoral otojen kaynaklı greftler ile onley greftleme sayesinde hem vertikal olarak yeterli kemik mesafesi elde edilmiş olur, hem de ameliyat öncesi implant uzunluğuna göre fazla olan kron boyu da kısalmış olur. Ancak bu yöntemin hasta diskomforu, iyileşme sürecinin uzun olması ve maliyetinin fazla olması gibi bir takım dezavantajları bulunmaktadır. Böyle durumlarda, mevcut kret genişliğinin 6 mm ve dikey kemik yüksekliğinin 7-11 mm arasında olduğu vakalarda nazal mukoza elevasyonu tekniği ile kemik mesafesinin 4 mm'ye kadar arttırılabildiği bildirilmiştir (Misch, 2007).

Bu teknikte, premaksilla anestezisi sağlandıktan sonra kret tepesinden kaninler bölgesine kadar horizontal insizyon uzatılır. Çift taraflı olarak rahatlatıcı vertikal insizyonların ardından tam kalınlık flep kaldırılıp maksillanın vestibülü, nazal spina, inferior ve lateral piriform rim açığa çıkarılır. Nazal mukoza inferior piriform kenardan başlanarak nazal mukoza elevatörü yardımıyla posterior ve laterale doğru dikkatlice

eleve edilir. Bu sırada 2-4 mm yükseklik ve 5 mm derinlik elde edilmesi genelde yeterli görülmektedir (Misch, 2007). Ardından greftleme işlemine geçilir. Greft seçiminde genellikle intraoral otojen kaynaklı greftler altın standart olarak kabul edilir (Misch, 2007). Genellikle 2 cc hacminde greft yeterli görülmektedir. Üst çene tüber, eksostozlar ve intraoral diğer sahalara otojen greft kaynağı olarak düşünülebilir. İmplantasyon işlemi aynı seansta yapılacaksa frezleme nazal tabana 1-2 mm yakınlıkta sonlandırılır, geriye kalan kompakt kemik bir osteotom yardımıyla apikale doğru itilerek devam edilir. Bu prosedür sayesinde yaklaşık 2-4 mm kemik yüksekliği artırılıp, 11-13 mm uzunluğunda bir implant yerleştirilmiş olur (Şekil 27). Ardından flep dikkatlice sütüre edilir.



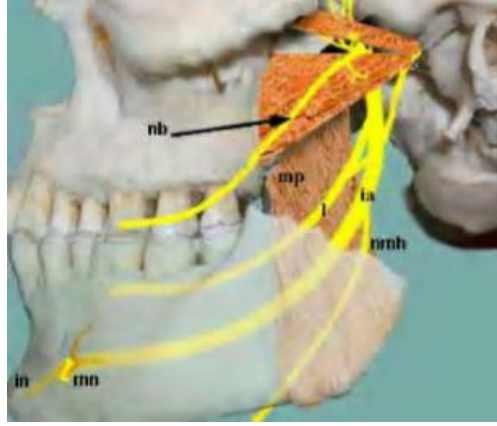
Şekil 27. Nazal mukoza eleve edildikten sonra implantın apikali 2-4 mm greftlenen alan içinde kalacak şekilde konumlandırılabilir (Misch, 2007)

2.15.3. Mandibular Kanal

Alt çenede bulunan bu kanalın diğer bir adı “inferior alveolar kanal” olarak bilinmektedir. Mandibular kanal, beşinci kranial sinir olan trigeminal sinirin üç ana dalından birisi olan mandibular sinirin inferior alveolar dalını ve bununla ilişkili olan vasküler yapıları taşımaktadır (Şekil 28). Mandibular sinir, alt çenede ramusunun medial yüzeyinde bulunan foramen mandibuladan alt çeneye giriş yapar ve mandibular kanal adını alır. Foramen mandibuladan başlayarak kanal içindeki seyrini premolar bölgenin vestibül yüzeyinde bulunan mental foramene kadar sürdürür.

Konkav bir yapıya sahip olan mandibular kanalın genellikle tek bir kanal halinde seyrettiği bildirilse de, bazen ikili veya üçlü dallanmalar yaptığı farklı yayınlarda rapor edilmiştir (Rouas ve ark., 2007; Miloglu ve ark., 2009). Bu dallanmalar genelde “Aksesuar Mandibular Kanal” olarak nitelendirilmiştir (Wyatt, 1996). Kesitler halinde

mandibuler kanal incelendiğinde kanalın yuvarlak, oval veya piriform gibi farklı şekillerde görüntülediği bildirilmiştir (Rouas ve ark., 2007).



Şekil 28. Mandibuler sinir ve çevresindeki anatomik yapılar **mp:** medial pterygoid kas **nb:** bukkal sinir, **l:** lingual sinir, **ia:** inferior alveolar sinir, **nmh:** mylohyoid sinir, **mn:** mental sinir, **in:** insisiv sinir.

Mandibular kanalın, PR gibi iki boyutlu görüntü veren radyograflardaki görüntüsü “iki radyopak çizgi arasında bulunan radyolüsent bir bant” olarak bildirilmiştir (Rouas ve ark., 2007). Ancak aksesuar kanalların varlığında, bu dallanmalar PR üzerinde incelenemeyecek kadar küçük olabilmektedir. (Naitoh ve ark.,2007).

Aksesuar kanalların incelenmesinde genellikle PR kullanılmaktadır (Grover ve Lorton, 1983). Ancak, PR'nin aksesuar kanalların görüntülenmesi konusunda BT ve KIBT'lere göre belirgin kısıtlamaları bulunmaktadır (Orhan ve ark., 2011). Bunun yanında, inferior alveolar sinir foramen mandibulaya giriş yapmadan önce mylohyoid sinir ayrılarak mylohyoid kas içinden ağız tabanına doğru ilerlerken, bazı durumlarda mylohyoid sinirin mandibula medialine yakın seyretmesi, PR'de ayrı bir kanal görüntüsüne neden olabilir (Auluck ve ark., 2007).

Bu nedenle, mandibulayı ilgilendiren cerrahi işlemler öncesinde aksesuar kanalların varlığının cerrah tarafından bilinmesi veya mandibular kanalın kemik içindeki seyrine dikkat edilmesi önem arz etmektedir. Diş köklerinin mandibular kanalla ilişkili olarak izlendiği gömülü üçüncü molarların çekimi esnasında sinir hasarı meydana gelebilir (Wilson ve ark., 1984). Ayrıca, teşhis edilmeyen aksesuar mandibular kanal varlığında ortognatik cerrahi, travma hastalarında fraktür tedavisi ve implant cerrahisi sırasında mandibular sinir hasarı oluşabilir (Worth, 1963). İmplant yerleştirilmesi esnasında meydana gelebilecek hasarın derecesine göre, parestezi veya

kanama gibi ciddi komplikasyonlar ortaya çıkabilir (Sanchis ve ark., 2003). İmplant cerrahisi esnasında, güvenlik payı bırakılacak şekilde mandibular sinirden uzak çalışılmalıdır (Sanchis ve ark., 2003). Dikkatli bir radyografik muayene, mandibuler kanal ile daha yakın ilişkisi olabilen üçüncü molarların çekimi esnasında olası damar ve sinir zedelenmesinin önlenmesini sağlayacağı gibi çekim sonrası oluşabilecek postoperatif kanama, parestezi veya travmatik nöroma gibi komplikasyonların da önüne geçecektir (Auluck ve ark., 2007).

Mandibulayı ilgilendiren cerrahi prosedürlerde, başta implant cerrahisi olmak üzere dental işlemler öncesinde, olası mandibuler sinir hasarının önüne geçebilmek için mandibular kanal ve varyasyonlarının tanımlanması amacıyla operasyon öncesi detaylı radyolojik değerlendirme ihtiyacı doğmaktadır. Bu varyasyonların değerlendirilmesinde periapikal radyografi ve PR gibi iki boyutlu görüntüleme teknikleri yetersiz kalmaktadır (Yosue ve Brooks, 1989). Buna karşın, BT ve KIBT gibi maksillofasiyal bölgeyi 3D görüntüleme imkanı sunan ileri radyolojik teknikler, cerrahın yapılacak işlem öncesi bölgeyi daha doğru ve etkin değerlendirmesine olanak tanır (Howerton ve Mora, 2008).

2.15.4. Mental Foramen

İnferior alveoler sinir, foramen mandibuladan girişini yaptıktan sonra alt çene içindeki seyrini devam ettirerek premolar bölgeye ulaştığında genellikle mental ve insisiv dal olmak üzere ikiye ayrılır (Wadu ve ark., 1997). İnsisiv dal kemik içinde ön bölgeye doğru seyrine devam ederken, mental dal mental foramenden dışarı çıkarak mandibulayı terkeder (Neves ve ark., 2010).

Genelde, mental foramenden üç sinir dalı çıkar (Mraiwa ve ark., 2003). Bir dal mental bölgedeki cildi innerve ederken, diğer iki dal alt dudağı, mukoz membranı ve alt çene kesici dişlerden ikinci premolara kadar olan vestibül dişetini innerve eder (Mraiwa ve ark., 2003). Mental sinir aynı zamanda kanin ve insizör dişlerin olduğu alandaki komşu dokuların innervasyonunuda sağlayabilir (Pogrel ve ark., 1997). Çalışmalar mandibular kanalın devamı olarak insisiv kanalın varlığını doğrulamıştır (Mraiwa ve ark., 2003). İnsisiv kanal bazen radyograflarda tanımlanamayabilir, nörovasküler demet trabeküler kemik içinde labirent şeklinde ilerleyebilir (Polland ve ark., 2001).

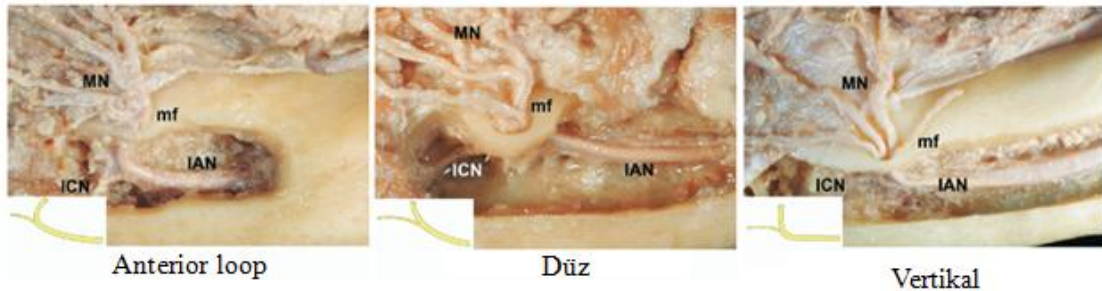
Mental foramenin şekli genelde yuvarlak veya eliptiktir (Mbajjorgu ve ark., 1998). Mental foramen genel olarak ikinci premolar dişlerin apeksi hizasında yada iki premolar dişin kökleri arasında konumlanmıştır (Neiva ve ark., 2004).

Diş çekimlerinden sonra, alveol kemiğinde rezorpsiyon görülmektedir. Bu durum alveol kret tepesi ile mental foramen arasındaki mesafenin azalmasına yol açmaktadır (Gershenson ve ark., 1986). Dolayısıyla, mental foramene yakın çalışılması gereken implant vakaları esnasında hekim dikkatli olmalı, mental sinire hasar vermemek için cerrahi öncesinde radyograflardan yardım alarak foramenin yeri tam olarak açığa çıkarılmalıdır. Mental foramenin tanımlanması amacıyla genellikle konvansiyonel olarak PR kullanılmaktadır. Güncel olarak sık kullanılmaya başlanan diğer görüntüleme yöntemleri ise BT ve KIBT olarak karşımıza çıkmaktadır. Yosue ve Brooks (1989), mental foramenlerin mevcut pozisyonlarının tespitinde panoramik ve periapikal radyografileri, %50'den daha az başarılı bulmuşlardır.

Anterior Loop Varlığı

Mental sinir mental foramenden çıkarken dallara ayrılmakta ve bu esnada çıkış tipi bakımından çeşitli farklılıklar göstermektedir (Kuzmanovic ve ark., 2003). Daha önceki araştırmalarda, bu bölge üzerine yapılan incelemelerde genellikle üç çıkış tipi üzerinde durulmuştur (Kuzmanovic ve ark., 2003; Uchida ve ark., 2007). Bunlar:

- Düz çıkış tipi,
- Vertikal çıkış tipi,
- Anterior Loop (AL) çıkış tipi olarak karşımıza çıkmaktadır (Şekil 29).



Şekil 29. Kadavra kesitleri üzerinde mental sinir çıkış tiplerinin görüntüsü. **MN:** mental sinir, **IAN:** inferior alveoler sinir, **MF:** mental foramen, **ICN:** insisiv sinir (Hu ve ark., 2007)

Bu çıkış tiplerinden “anterior loop” (AL) olarak tanımlanan kırıklı tipin varlığı, alt çene keser ve premolar dişlere yakın bölgelerde planlanan cerrahi işlemler açısından dikkat edilmesi gereken bir husustur.

PR üzerinde yapılan farklı çalışmalarda %11-12 AL tespit edilmiştir (Misch ve Crawford, 1990; Misch, 1999b). Jacobs ve ark. (2002), 230 tane BT üzerinde yapmış oldukları araştırmada bu değeri % 7 olarak bildirmişlerdir.

Bununla beraber bazı araştırmalarda, AL varlığı olan hastalarda AL uzunluğu ölçümleri de yapılmıştır. Literatürdeki bu ölçümlerin sonucunda, 0,11 mm'den 11 mm'ye kadar geniş bir uzunluk aralığı ortaya çıkmıştır (Misch, 2007).

Cerrahi işlemler sırasında mandibuler veya mental kanal bölgesine yapılacak ihlaller mandibuler sinirin, mental sinirin veya yakınındaki vasküler yapıların zarar görmesine neden olabilir. Bu nedenle, AL tespit edilen hastalarda cerrahi işlemler esnasında dikkatli olunması ve mental foramenin anteriorunda yapılması planlanan implantlar için güvenlik payı bırakılması gerekmektedir. Araştırmacılar implantın distali ile mental foramenin mezial sınırı arasında bırakılacak mesafe için 1 ile 6 mm arasında farklı değerler önermiştir (Bavitz ve ark., 1993; Solar ve ark., 1994). Standart bir mesafe belirlemek yerine cerrahi işlem öncesi yapılacak KIBT incelemesiyle, mevcut bir risk olup olmadığı ve bırakılması gereken mesafe miktarı belirlenebilir.

Alt Çene Arka Bölgede İmplant Uygulamaları

Alt çene arka bölge anatomik kısıtlamalar, diş kaybı sonrası kemik yetersizliği ve kron boyu için yetersiz interark mesafe gibi nedenlerden dolayı cerrahların implant cerrahisi planlamasında ve operasyon aşamasında zorlandıkları bir bölgedir (Misch, 2007). Alt çene arka bölgedeki dişsiz sonlanan vakaların rehabilitasyonu için genellikle implantlar 1. ya da 2. premolar ve 1. molar dişleri bölgesine yerleştirilmektedir. Alt çenede implant planlamasında radyografik muayenede mandibular kanal ve mental foramenin tanımlanması önem arz etmektedir. İmplantın uzunluğu planlanırken ölçüm esnasında anatomik yapılardan 2 mm uzak kalacak şekilde güvenlik payı bırakarak planlama yapılmalıdır. Misch (2006) alt çene arka bölgede, başarılı bir implant tedavisi için minimum implant uzunluğunun 12 mm olması gerektiğini belirtmiştir. Bu durumda, planlama esnasından mevcut kemik yüksekliğinin 14 mm olması gerekmektedir. Ancak, dişsiz kretin genişliğinin yetersiz olduğu ve apikale doğru kretin genişlediği durumlarda kret tepesinde redüksiyona ihtiyaç duyulabilir. Bu durumda, 12 mm uzunluğunda bir implant yerleştirmek için 14 mm den daha fazla vertikal kemik yüksekliğine ihtiyaç duyulur. Her durumda alt çene arka bölgede 12 mm rezidüel kemik yüksekliği bulmak

mümkün olmayabilir. Bu durumda alveol kemiğinin miktarını artırmaya yönelik bir takım yöntemler öne sürülmüştür.

Alt Çene Arka Bölgede Kemik Mesafesini Arttırmaya Yönelik Çözümler

Distraksiyon Osteogenezisi

İlizarov adlı Rus araştırmacı tarafından öne sürülen bu teknikte, alt ve üst ekstermitelerde gerçekleştirilen uzatma işleminin bir benzeri çeneler üzerinde uygulanır. Kesilerek kemikten ayrılması sağlanan kemik parçasının bir aparey yardımıyla ayrıldığı parçaya sabitlenerek iki parça arasında kademeli bir yaklaşımla bir boşluk oluşturulması ve oluşan bu boşluğun kemikleşmesi esasına dayanmaktadır. Hasta açısından travmatik bir işlem olarak göze çarpmaktadır (Davarpanah ve ark., 2002).

İliak Kemik Grefti ile Onley Greftleme

Alt çenede ileri derecede atrofik alveoler kretlerin varlığında ileri sürülen bir cerrahi yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Donör saha morbiditesi açısından ele alınırsa, hasta diskomforu tekniğin önemli bir dezavantajıdır. Ameliyat öncesi hasta medikal, intraoral ve fiziksel olarak detaylı bir şekilde muayede edilip işlemin komplikasyonları ile ilgili bilgilendirilmelidir. Bu teknik alt çenede Sınıf VI düzeyinde rezidüel kemik varlığında uygulanan bir yöntemdir. İliak alandan alınan kemik blokları alt çenenin ark şekline uygun bir biçimde parçalar halinde kret tepesinden vidalar yardımıyla alt çeneye fikse edilir. Üzeri rezorbe olabilen bir membranla örtülüp suture edilir. 4 ay sonra ikinci bir cerrahiyle fiksasyon vidaları çıkarılıp implant cerrahisi uygulanır.

Sinir Lateralizasyonu ve Blok Greftleme

Alt çenede diş kayıplarını takiben geri dönüşümü olmayan bir rezorpsiyon süreci başlar. Uzun süre edante kalan boşlukların tedavisinde gittikçe zor hale gelmektedir. Cawood ve Howell sınıflamasına göre sınıf IV seviyesine kadar olan kemik kayıpları YKR teknikleri ile daha az travmatik bir şekilde başarılı bir şekilde tedavi edilebilir. (Friberg ve ark., 2000). Daha ileri seviyede bazal kemiğe kadar inen kayıplarda onley greftleme ve alveolar sinir lateralizasyonu tekniği öne sürülmüştür. Bu teknikte hasta oluşabilecek sinir hasarı ve his kaybı nedeniyle bilgilendirilmelidir. Bu prosedürde ilk önce bukkal kortikal kemik kapak şeklinde kaldırılarak inferior alveoler

sinir açığa çıkarılır. Daha sonra künt aletler yardımıyla sinir lateralizasyonu yapıp sinir serbestleştirilir, ardından iliak bölgeden alınan blok greft kret üzerine vidalar ile fikse edilir. Ardından sinir yeni konumuna alınır.

Kısa İmplant Uygulamaları

Uzun implantlar yıllar boyunca peri-implanter krestal kemikte az stres yarattığı düşünülerek yaygın bir şekilde kullanılmışlardır. Pürüzlü yüzey implantların yaygınlaşması ve 10 mm den kısa implantların uzun dönem başarılarının uzun implantlar kadar yüksek olması ile beraber bu durum sorgulanmaya başlanmıştır.

Kısa implant kullanımı bazı çalışmacılar tarafından restorasyonun kron-implant oranının artmasına neden olan risk faktörü olarak düşünülmekte ve peri-implanter kemik kaybını tetikleyici bir unsur olarak bildirilmektedir (Rangert ve ark., 1997). Kemik kreti etrafındaki stres konsantrasyonu çiğneme kaslarının fonksiyonu ile kemik stimülasyonunu tetiklemekte olup; stres azaldığında kullanılmazlık atrofisi ve krestal kemik kaybına yol açabildiği belirtilmektedir. Fakat bugüne kadar yapılmış çalışmalarda kron-implant oranının ikiden fazla olduğu az sayıda örnek bulunduğu unutulmamalıdır (Rokni ve ark., 2005). Kemikte implant-kemik yüzey alanının ve gelen kuvvetlere dayanıklılığının artırılması amacıyla mümkün olduğunca yerleştirilen implant boyu uzun olarak planlanmaktadır. Kısa implantların başarı oranlarını değerlendiren az sayıda çalışma bulunmaktadır. Teixeira ve ark. (1997), yapmış oldukları çalışmalarında 8 mm boyunda hidroksiapatit kaplı implantlarının 5 yıllık başarı oranını %96.7 olarak belirtmişlerdir. Deporter ve ark. (2001), 7 ve 9 mm boylarındaki implantların ortalama 32.6 aylık takibinde başarı oranını %100 olarak bildirmişlerdir.

3.MATERYAL-METOD

Çalışmada, Ondokuzmayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'na 2012-2016 yılları arasında çeşitli nedenlerle başvurmuş olan 206 hastaya ait klinik kayıtlar, KIBT ve PR görüntüleri retrospektif olarak incelendi. Çalışmaya başlamadan önce Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan (OMU-KAEK) 2016/251 nolu etik onay alındı.

3.1. Çalışmaya Dâhil Etme Kriterleri

1. 18 yaş ve üzeri olan,
2. Hem PR görüntüsü, hemde KIBT görüntüsü olan,
3. Üst keser, alt premolar veya üst posterior diş gruplarından en az birinde diş kaybı olan,
4. Alt premolar bölgede diş kaybı olan hastalarda, kaybedilmiş dişlerin mental foramenin hemen üzerinde yer aldığı,
5. Görüntü çözünürlüğünün çalışma kapsamındaki bölgelerin incelenmesine imkân verdiği,
6. PR görüntüsü; burun tabanı, maksiller sinüs alt sınırı ve mental foramen'i içine alan ve bu bölgelerin rahat izlenebildiği,
7. PR ve KIBT çekim tarihleri arasında en fazla 6 ay olan,
8. Diş çekim bölgeleri PR'de iyileşmiş olarak izlenen hastaların görüntüleri çalışmaya dahil edilmiştir.

3.2. Çalışmadan Hariç Tutma Kriterleri

1. Mental foramen, burun tabanı ve maksiller sinüsün incelenmesini engelleyen kemik içi lezyonlar, kist, tümör, çene kırığı veya farklı anomalileri içeren hasta radyografileri,
2. İncelenecek alanın tamamının görüntüye girmediği radyografiler,
3. KIBT ve PR çekimi esnasında, hasta hareketine bağlı görüntüde hareket artefaktı olan ve çözünürlüğünün incelemeye imkân vermediği radyografiler,
4. PR görüntüsünde, maksiller sinüsün alt sınırı, burun tabanı ve mental foramen bölgelerinin net izlenemediği radyografiler çalışmaya dahil edilmemiştir.

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Çalışma kapsamında yapılan arşiv taramasında 678 hastanın KIBT ve PR görüntülerine ulaşıldı. Dahil edilme kriterlerine uygun olarak tespit edilen 206 hastanın PR ve KIBT görüntüleri değerlendirmeye alındı. Hastaların diş kaybı yaşadıkları 3 farklı bölge dikkate alınarak 3 ayrı grup oluşturuldu:

“Maksiller Sinüs” MS grubu: Üst çene arka grup dişlerini(1. premolar ve sonrası) kaybetmiş hastalar.

“Mental Foramen” MF grubu: Mandibulada mental foramen bölgesindeki dişlerini kaybetmiş hastalar.

“Burun Tabanı” grubu: Üst anterior dişlerini kaybetmiş hastalar.

3.4. Görüntülerin Değerlendirilmesi

KIBT'den elde edilen verilerin incelenmesi ve ölçümlerin yapılması bir maksillofasiyal cerrah tarafından yapıldı. Her hastadan elde edilen ölçümler mm cinsinden kaydedildi. Yapılan uzunluk ölçümleri bir hafta sonra aynı araştırmacı tarafından tekrarlandı. Bir hafta önce elde edilen sayısal değerler ile son elde edilen değerler aritmetik ortalamaları alınarak kaydedildi. Bu işlemler PR görüntüleri için de aynı şekilde uygulandı. Tüm incelemeler ve ölçümler 3.7 MP, 68 cm, 2560 x 1440 çözünürlükte, 27 inç renkli LCD ekranda (The RadiForce MX270W, Eizo Nanao Corporation, Ishikawa, Japan), hafif aydınlatma altında gerçekleştirildi.

KIBT üzerindeki ölçümler SIDEXIS XG 2.56 (Sirona Dental Inc., Bensheim, Germany) imaj analiz programının “distance tool bar” özelliği kullanılarak yapıldı. PR üzerindeki ölçümler Turcasoft Medical Viewer (Turcasoft Yazılım Ltd., Samsun, Türkiye) panoramik film görüntüleme programı kullanılarak yapıldı.

3.5. Çalışmada Kullanılan Görüntüleme Cihazlarının Özellikleri

3.5.1. KIBT Cihazının Teknik Özellikleri

Hastaların KIBT görüntüleri Ondokuzmayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda, 98 kV ve 15-30 mAs değerlerinde çalışan dental volumetrik görüntüleme sistemi (GALILEOS Comfort Plus, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) ile, aynı röntgen teknisyeni tarafından çekilmek suretiyle elde edildi (Şekil 30). KIBT görüntüleri, 0.25 mm³ izotropik voksel,

12-bit gri skalada, 15 mmX15 mm FOV büyüklüğünde, 14 sn tarama süresi, 2-6 sn ışılama süresinde, 204° 'lik rotasyon ile oluşturuldu. Çalışmada incelenen görüntüler diagnostik olarak ideal görüntülerdi. Diagnostik olarak uygun olmayan görüntüler çalışma dışı bırakıldı.



Şekil 30. Çalışmada kullanılan KIBT cihazı (GALILEOS Comfort Plus, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany)

3.5.2. Panoramik Radyografi Cihazının Teknik Özellikleri

Hastaların PR'leri Ondokuzmayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda dijital panoramik röntgen cihazı (Morita, Veraviewepocs 2D CPX 550, J. Morita Corporation, Japan) (Şekil 31) kullanılarak, aynı röntgen teknisyeni tarafından, üretici firmanın önerdiği PR çekim tekniği kurallarına uyularak, 65 kVp, 5 mA ve 7,4 saniye çekim modunda hasta pozisyonu ayarlanarak çekildi.

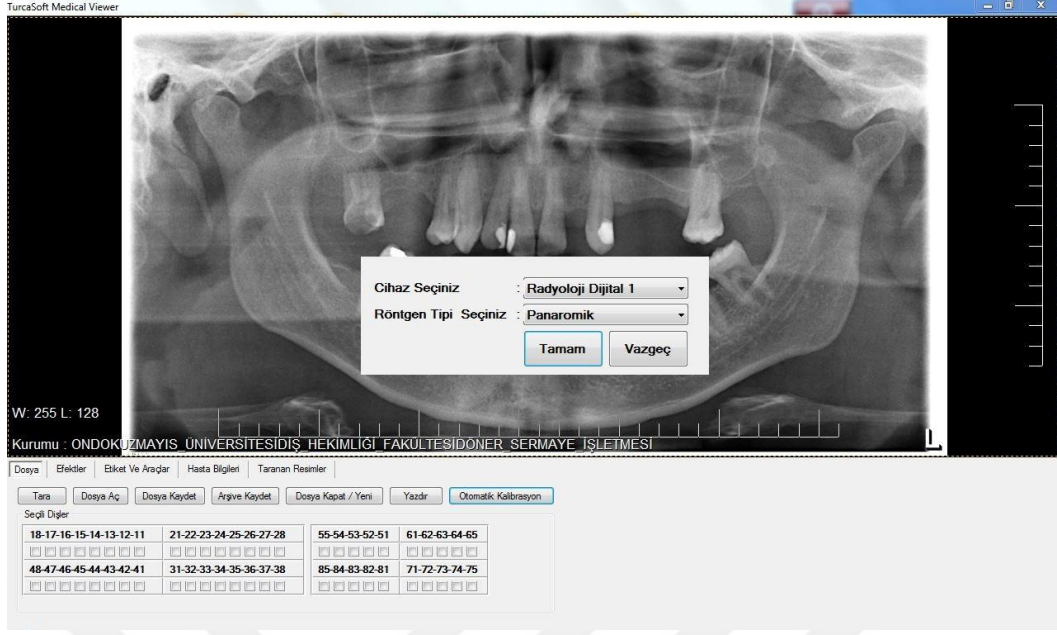


Şekil 31. Dijital Panoramik Radyografi Cihazı

3.6. Çalışmaya Dahil Edilen Gruplar ile İlgili Ölçümler

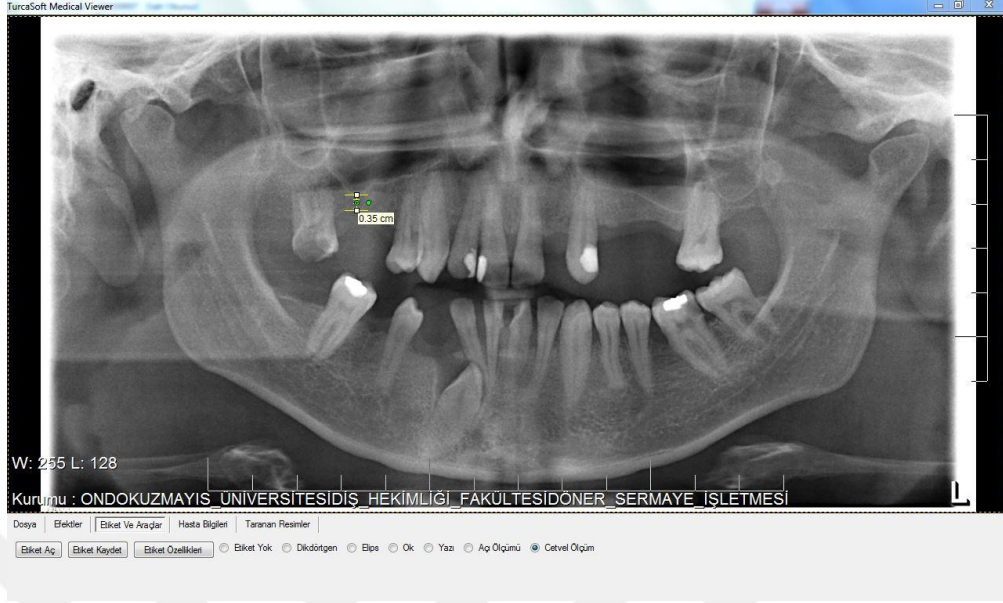
3.6.1. Maksiller Sinüsle İlgili Ölçümler

Çalışmaya dahil edilme kriterleri göz önünde bulundurularak, üst çene arka diş gruplarında diş kaybı olan hastalar, daha önce de bahsedildiği gibi MS klasöründe kayıt altına alındı. Daha sonra MS grubundaki tüm hastaların görüntüleri, bir maksillofasiyal cerrah tarafından implant planlaması yapılmak üzere değerlendirmeye tabi tutuldu. Öncelikle her hastanın PR üzerinde ölçümlerine başlamadan önce, Turcasoft Medical Viewer görüntüleme programının “otomatik kalibrasyon” özelliği aktifleştirildi (Şekil 32). Bu özellik sayesinde, elde edilen sayısal değerlerin üretici firmanın belirtmiş olduğu magnifikasyon değerine bölünmesine gerek kalmadan, objelerin radyografideki esas boyutları elde edildi.



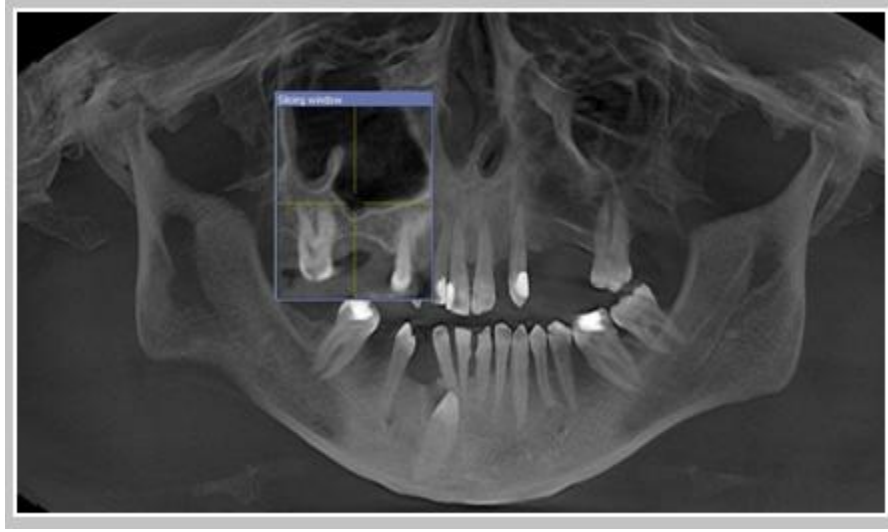
Şekil 32. Turcasoft yazılım programında ölçüm yapılmadan önce otomatik kalibrasyon özelliğinin aktifleştirilmesi

Daha sonra programın etiketler bölümünde yer alan “cetvel ölçüm” özelliği kullanılarak maksiller sinüsün tabanının en sarkık noktasında alveol krete en yakın olduğu yerin alt sınırından başlayarak alveoler krete doğru herhangi bir sapma olmaksızın dik inilerek kret tepesinde ölçüm sonlandırıldı (Şekil 33). Böylece, maksiller sinüs tabanı ve alveol kret arasındaki en kısa mesafe ölçülmüş oldu. Daha sonra elde edilen bu ölçüm hastanın hangi tarafındaki sinüs bölgesinden elde edilmiş ise hastanın adının yazdığı satırda o bölgeyi temsil eden sütuna not edilerek klasöre kaydedildi. MS grubuna dahil olan tüm hastalar için bu işlem bir hafta sonra tekrarlandı. Bir hafta aralıkla elde edilen bu değerlerin aritmetik ortalaması alınarak klasöre nihai değer olarak kaydedildi.



Şekil 33. MS grubundaki hastanın panoramik radyografisinde vertikal kemik mesafesi ölçümü.

MS grubundaki hastaların PR üzerindeki ölçümleri tamamlandıktan sonra KIBT üzerindeki ölçümlere başlandı. Hastaların tomografik ölçüm programı içindeki panoramik önizleme görüntülerine ulaşıldı. İmplant planlaması amacıyla programda mevcut bulunan hareketli kesit tarama çubuğu görüntü üzerinde ölçüm yapılacak bölgede maksiller sinüsün tabanının sarkık olduğu ve alveol krete en çok yaklaştığı noktada bırakıldı (Şekil 34). Bu noktanın enine kesitteki karşılığı olan görüntü üzerinde maksiller sinüs tabanı ile alveol kret tepesinin bukko-palatinal olarak orta noktası arasındaki mesafe, ölçüm çubuğunun doğrultusuyla yapılması planlanan implantın inklinasyonunun aynı olmasına dikkat edilerek ölçüldü (Şekil 35). Aynı ölçümler 1 hafta sonra tekrarlanıp önceki değerler ile aritmetik ortalamaları hesaplandıktan sonra son değer olarak kaydedildi. PR üzerinde açık sinüs tabanı yükseltme operasyonu için sınır kabul edilen, alveol kret yüksekliği 5 mm ve daha az olan vakalar için ayrıca bir alt grup oluşturularak, değerlendirme yapıldı..



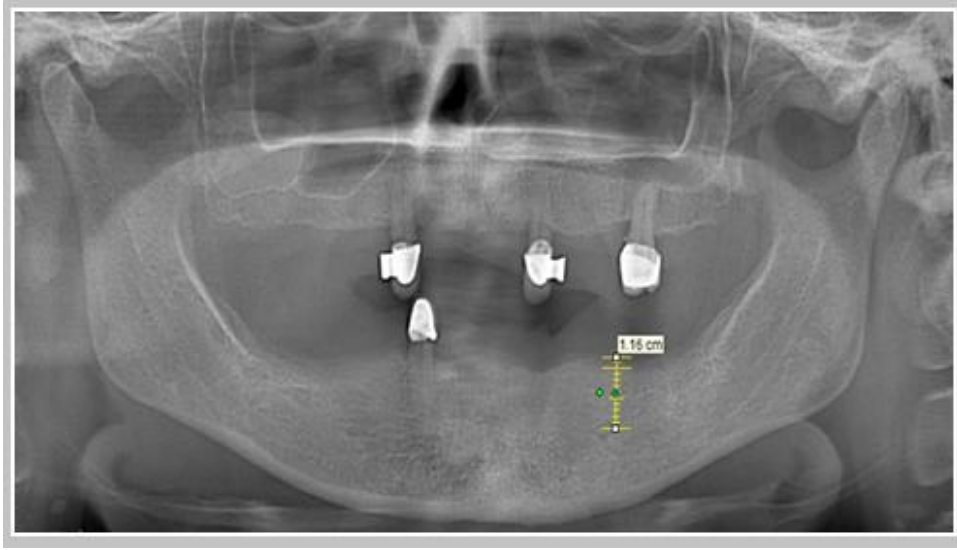
Şekil 34. KIBT programındaki hareketli kesit tarama çubuğunun panoramik görüntü üzerinde ölçüm yapılacak bölgede maksiller sinüsün tabanının sarkık olduğu ve alveol krete en çok yaklaştığı noktada sabitlenmesi.



Şekil 35. A: KIBT enine kesitte alveol kret tepesi ile sinüs tabanı arasındaki mesafenin ölçülmesi, **B:** KIBT enine kesitte yapılan vertikal kemik yüksekliği ölçümünün tangenital kesitte izdüşüm görüntüsü

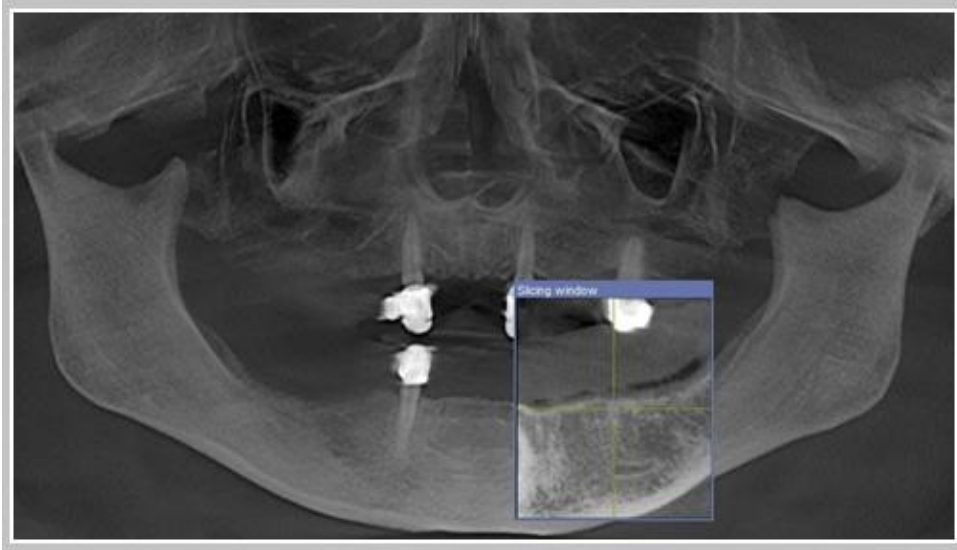
3.6.2. Mental Foramenle İlgili Ölçümler

Görüntüler, bir maksillofasiyal cerrah tarafından implant planlaması yapılmak üzere değerlendirmeye alındı. PR üzerinde ölçüm yapmadan önce, daha önce belirtildiği gibi otomatik kalibrasyon özelliği aktifleştirildi. Bu işlem yeni hasta ölçümüne başlamadan önce her defasında tekrarlandı. Daha sonra programdaki ölçüm cetveli yardımıyla, mental foramenin PR'deki görüntüsünün en üst noktasından alveol kret tepesine en yakın olduğu yere dik çıkılarak ölçüm kret tepesinde sonlandırıldı (Şekil 36). Ölçümler 1 hafta sonra yenilenecek aritmetik ortalamaları hesaplanarak kaydedildi.



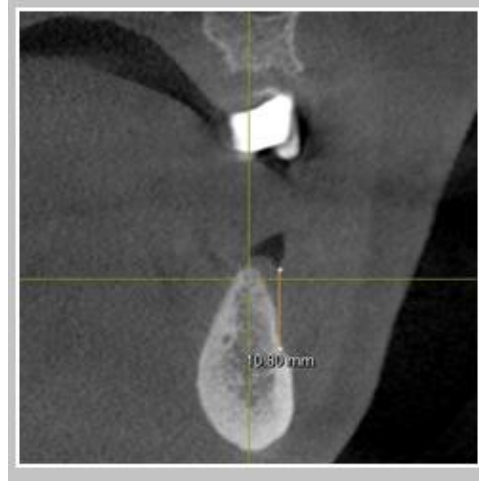
Şekil 36. MF grubundaki hastanın panoramik radyografisinde vertikal kemik mesafesi ölçümü

PR üzerindeki ölçümlerden sonra tomografik görüntüler üzerindeki ölçümlere geçildi. Hastanın önizleme görüntüsü üzerinde kesit tarama çubuğu hareket ettirilerek mental foramenin en üst noktasına getirilip bırakıldı (Şekil 37).



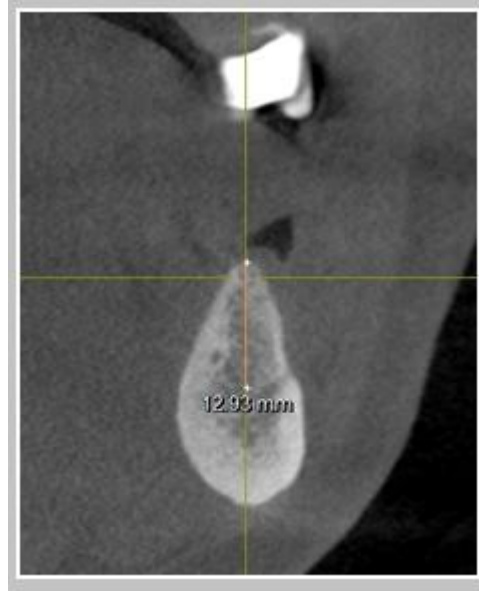
Şekil 37. KIBT programındaki hareketli kesit tarama çubuğunun panoramik görüntü üzerinde ölçüm yapılacak bölgede mental foramenin en üst noktasında sabitlenmesi.

Enine kesitteki izdüşüm görüntüsü üzerinde mental sinirin çıkış yerinin en üst sınırı ile alveol kret tepesinin en üst sınırı arasındaki en kısa mesafe ölçüldü (Şekil 38).



Şekil 38. MF-I grubun için KIBT enine kesitte alveol kret tepesi mental foramenin çıkış noktası arasındaki mesafenin ölçülmesi

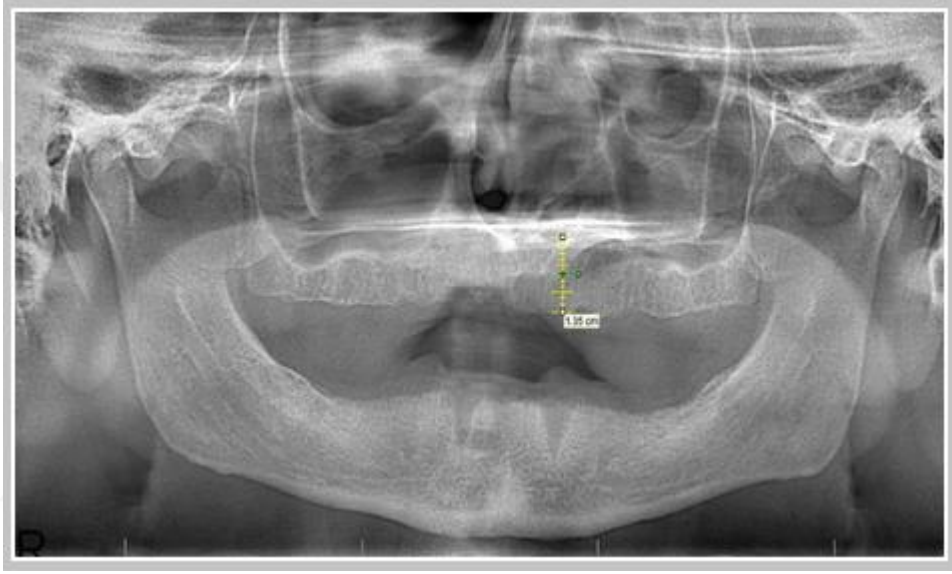
Yine aynı kesit üzerinde mental sinirin foramenden çıkmadan önce yapmış olduğu kıvrımın sonlandığı bölgedeki en üst noktası ile kret tepesi arasındaki mesafe ölçülerek MF-2 adı altında bir grup oluşturuldu (Şekil 39). Ölçümler 1 hafta sonra tekrarlanarak aritmetik ortalamaları alınıp kaydedildi.



Şekil 39. MF-II grubun için KIBT enine kesitte alveol kret tepesi mental foramenin kıvrımının en üst noktası arasındaki mesafenin ölçülmesi.

3.6.3. Burun Tabanıyla İlgili Ölçümler

“Burun Tabanı” grubundaki tüm hastaların görüntüleri, bir maksillofasiyal cerrah tarafından implant planlaması yapılmak üzere değerlendirildi. PR üzerinde ölçüme başlamadan önce otomatik kalibrasyon özelliği aktifleştirildi. Yine programdaki etiket ve araçlar sekmesi altındaki “cetvel ölçüm” özelliği yardımıyla, PR’de burun tabanının alt sınırının alveol kretine en yakın izlendiği noktadan kret tepesine dik inilerek aradaki mesafe ölçüldü (Şekil 40). Ölçümler 1 hafta sonra yenilenerek aritmetik ortalamaları hesaplandı ve kaydedildi.



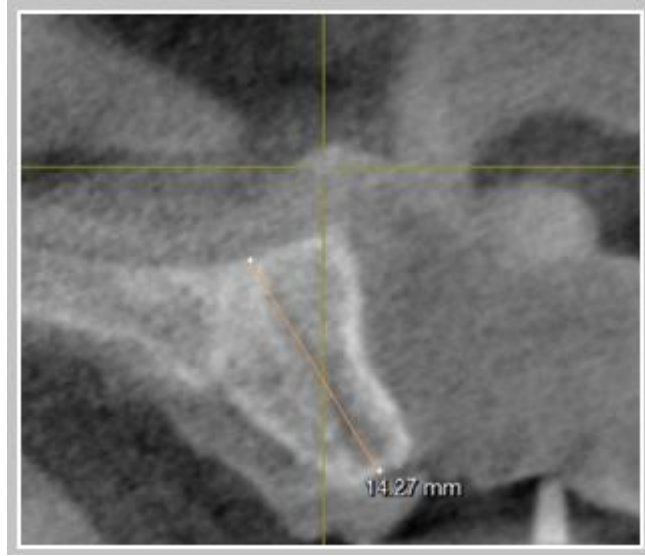
Şekil 40. NF grubundaki hastanın panoramik radyografisinde vertikal kemik mesafesi ölçümü

PR üzerindeki ölçümlerden sonra tomografik görüntüler üzerindeki ölçümlere geçildi. Önceki gruplarda olduğu gibi hastanın önizleme görüntüsü üzerinde kesit tarama çubuğu hareket ettirilerek burun tabanının en derin noktasına getirilip bırakıldı (Şekil 41).



Şekil 41. KIBT programındaki hareketli kesit tarama çubuğunun panoramik görüntü üzerinde ölçüm yapılacak bölgede burun tabanının alveol krete en çok yaklaştığı noktada sabitlenmesi.

Enine kesitteki izdüşüm görüntü üzerinde nazal fossanın en derin yeri ile alveol kret tepesinin bukko-palatinal olarak orta noktası arasındaki mesafe, ölçüm çubuğunun doğrultusuyla yapılması planlanan implantın inklinasyonunun aynı olmasına dikkat edilerek ölçüldü (Şekil 42). Ölçümler 1 hafta sonra tekrarlanarak aritmetik ortalamaları alınıp kaydedildi.



Şekil 42. KIBT enine kesitte alveol kret tepesi ile burun tabanı arasındaki mesafenin ölçülmesi

3.7. İstatistiksel Metot

İstatistiksel analiz için MED Calc 15.2 (MedCalc Software, Ostend, Belçika) yazılım programı kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler sayısal değişkenler için ortalama, standart sapma, kategorik değişkenler için sayı ve yüzde olarak verildi. KIBT bulguları altın standart kabul edilerek panoramik görüntülemeye elde edilen değerlerin KIBT değerleriyle uyumluluğun değerlendirilmesi için Bland-Altman Yöntemi kullanıldı. Bland-Altman Yöntemi'nde her iki görüntüleme yönteminden elde edilen ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılım grafiğinin çizilmesi ile başlandı. KIBT ve PR'den gelen sayısal verilerin arasında farklara karşı, ortalamalarının grafiği ve ölçüm hataları ile beraber gerçek değerler arasında olabilecek ilişki incelendi. Farklar ve ortalamalar arasında ilişki bulunmadığında, iki yöntem arasındaki uyum, Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı (ICC), Korelasyon ve Regresyon analiziyle, farkların ortalaması (\bar{d}) ve standart sapması (SD) kullanılarak incelendi.

4. BULGULAR

Çalışmaya 106 sı erkek 100 ü kadın toplam 206 hasta dahil edildi. Hastaların, yaş ortalamaları $60,0 \pm 9,4$ yıl (min=34 maks=84) olarak saptandı. Çalışmamıza dahil edilen 206 hastaya ait KIBT ve PR görüntüleri üzerinde, toplam 752 bölgede implant planlaması amacıyla ölçümler yapıldı. Bu ölçümlerin 329'u maksiller sinüs, 274'ü mental foramen, 149'u ise nazal fossa ile ilgili olup her biri kendi adını taşıyan grubun içerisinde istatistiksel değerlendirmeye tabi tutuldu. Maksiller Sinüs grubunda yer alan 329 bölgeden 98'inde panoramik radyografi üzerinde yapılan ölçümlerde mevcut kemik yüksekliğinin 5 mm ve/veya daha az olduğu tespit edildi. Bu bölgeler Maksiller Sinüs II adında ayrı bir alt grup oluşturularak, kendi içerisinde istatistiksel olarak tekrar değerlendirildi.

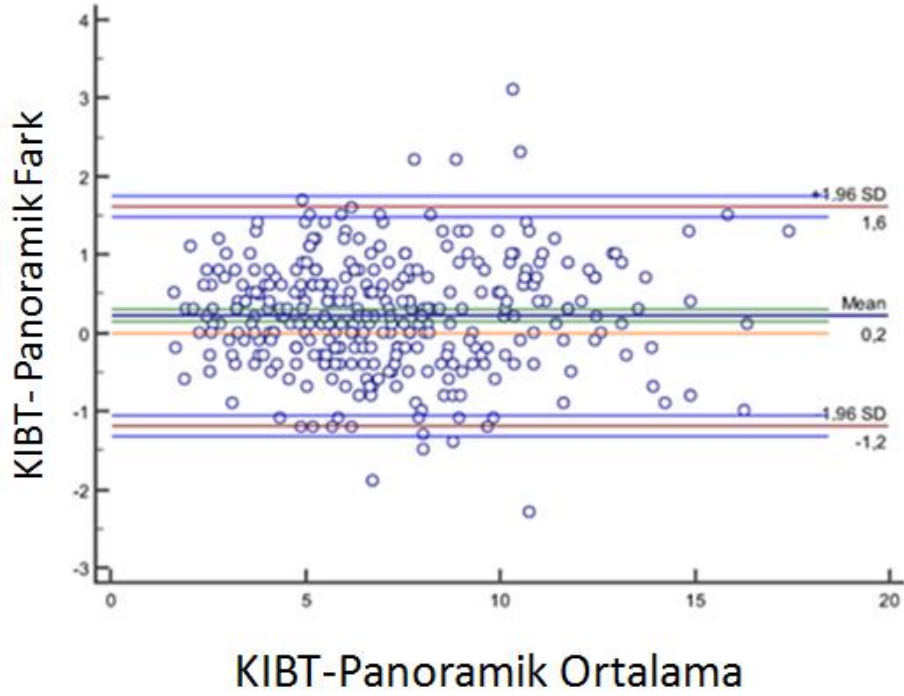
1.1. Maksiller Sinüs (MS) Grubuyla İlgili İstatistiksel Bulgular

KIBT ve PR'den elde edilen MS grubuna ait ölçümler, ICC değerlerine göre ve Bland-Altman Yöntemi'nden elde edilen sonuçlara göre birbirleriyle uyumlu bulunmuştur. İki görüntüleme yönteminden elde edilen ölçümlerin ortalamaları ve farkları arasında ilişki saptanmamıştır ($P < 0,732$) (Tablo 2). MS grubunda PR üzerinde yapılan ölçümlerle KIBT üzerinde yapılan ölçümler arasında minimum -1,2 mm, maksimum 1,6 mm farklılık hesaplanmıştır (Tablo 3).

Tablo 2. KIBT ve PR'den elde edilen MS grubuna ait ölçümlerin sonuçları, ICC değerleri, ölçümlerin ortalama ve farkları arasındaki ilişki

		Ölçümler			KIBT-Panoramik Fark		
		Ort.	SD	ICC	Ort.	SD	p
MS	KIBT	7,21	3,07	0,973	0,22	0,72	<0,732
	Panoramik	7,00	3,05	(0,966-0,978)			

Tablo 3. MS grubuna ait ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılımını gösteren Bland-Altman grafiği



MS grubunda, KIBT ve PR üzerinde yapılan ölçümler arasında güçlü korelasyon tespit edildi (Tablo 4).

Tablo 4. MS grubunun KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin korelasyon analizi

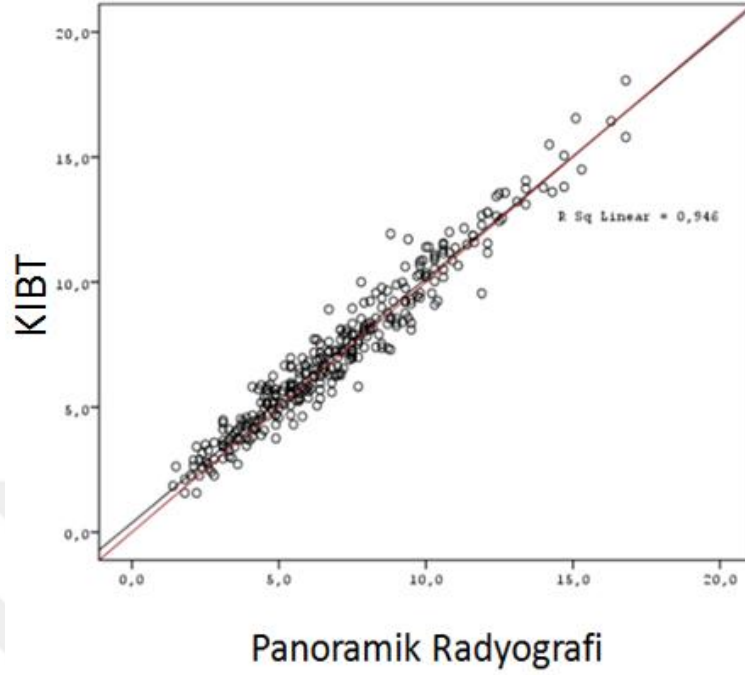
		Maksiller Sinüs-KIBT	
		Rho	p
MS	Panoramik Radyografi	0,968	<0,001

MS grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümler arasındaki mükemmel uyumun formülü Tablo 5'de ve grafiği Tablo 6'de özetlenmiştir.

Tablo 5. MS grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin lineer regresyon analizi

KIBT		B	95% CI B	Beta	p
MS	Sabit	0,373			
	Panoramik Radyografi	0,977	0,952-1,002	0,973	<0,001

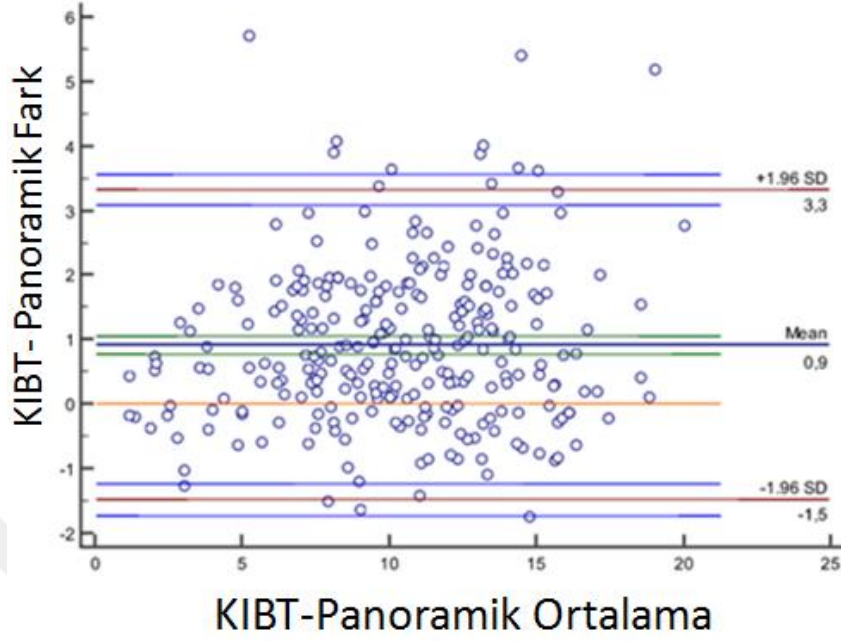
Tablo 6. MS grubunda, KIBT ve PR arasındaki korelasyon grafiği



1.2.Mental Foramen I (MF I) ve Mental Foramen II (MF II) Gruplarıyla İlgili İstatistiksel Bulgular

MF I ve MF II grubuna ait KIBT ve PR'den elde edilen ölçümler, ICC değerlerine göre ve Bland-Altman Yöntemi'nden elde edilen sonuçlara göre birbirleriyle uyumlu bulunmuştur. MF I grubunda PR üzerinde yapılan ölçümlerle, KIBT üzerinde yapılan ölçümler arasında minimum -1,5 mm, maksimum 3,3 mm farklılık hesaplanmıştır (Tablo 7). Ölçümlerin ortalamaları ve farkları arasında ilişki saptanmış ancak değerlendirilmede uygun bulunmamıştır ($p=0,041$) (Tablo 8). MF II grubunda PR üzerinde yapılan ölçümlerle, KIBT üzerinde yapılan ölçümler arasında minimum -4,3 mm, maksimum 1,2 mm farklılık hesaplanmıştır (Tablo 9). Ölçümlerin ortalamaları ve farkları arasında ilişki saptanmış ancak değerlendirilmede uygun bulunmamıştır ($p<0,001$) (Tablo 8).

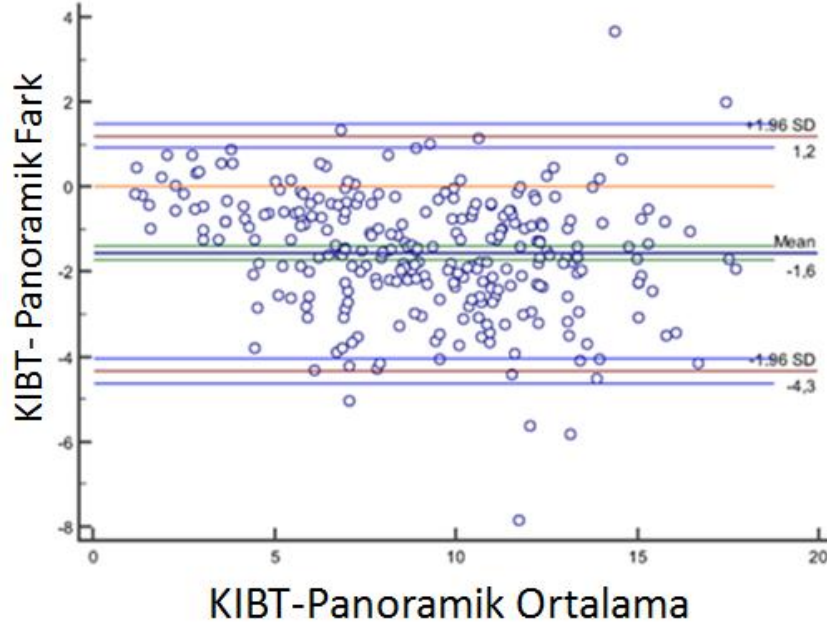
Tablo 7. MF I grubuna ait ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılımını gösteren Bland-Altman grafiği



Tablo 8. KIBT ve PR'den elde edilen MF I ve MF II gruplarına ait ölçümlerin sonuçları, ICC değerleri, ölçümlerin ortalama ve farkları arasındaki ilişki

		Ölçümler			KIBT-Panoramik Fark		
		Ort.	SD	ICC	Ort.	SD	p
MF I	KIBT	10,87	3,94	0,950	0,92	1,23	0,041
	Panoramik	9,95	3,79	(0,937-0,960)			
MF II	KIBT	8,39	3,46	0,924	-1,57	1,41	<0,001
	Panoramik	9,95	3,79	(0,905-0,940)			

Tablo 9. MF II grubuna ait ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılımını gösteren Bland-Altman grafiği



MF I ve MF II gruplarında, KIBT ve PR'den elde edilen sonuçların korelasyon analizine göre her iki görüntüleme yöntemi arasında ilişki saptamıştır (Tablo 10).

Tablo 10. MF I ve MF II gruplarının, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin korelasyon analizi

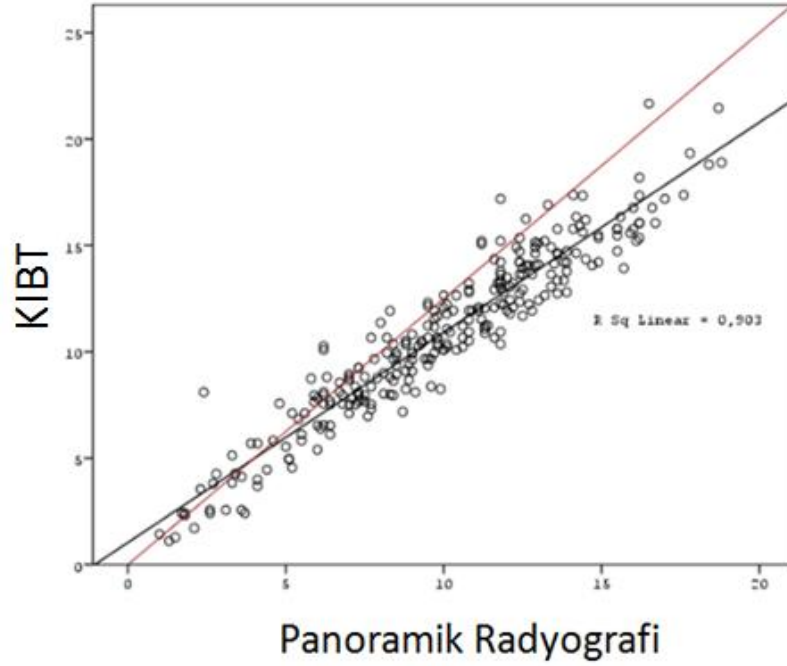
	KIBT-MF I		KIBT-MF II	
	rho	p	Rho	p
Panoramik Radyografi	0,950	<0,001	0,932	<0,001

MF I ve MF II gruplarında, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümler arasındaki uyumun formülü Tablo 11'da ve grafiği Tablo 12 ve Tablo 13'de özetlenmiştir.

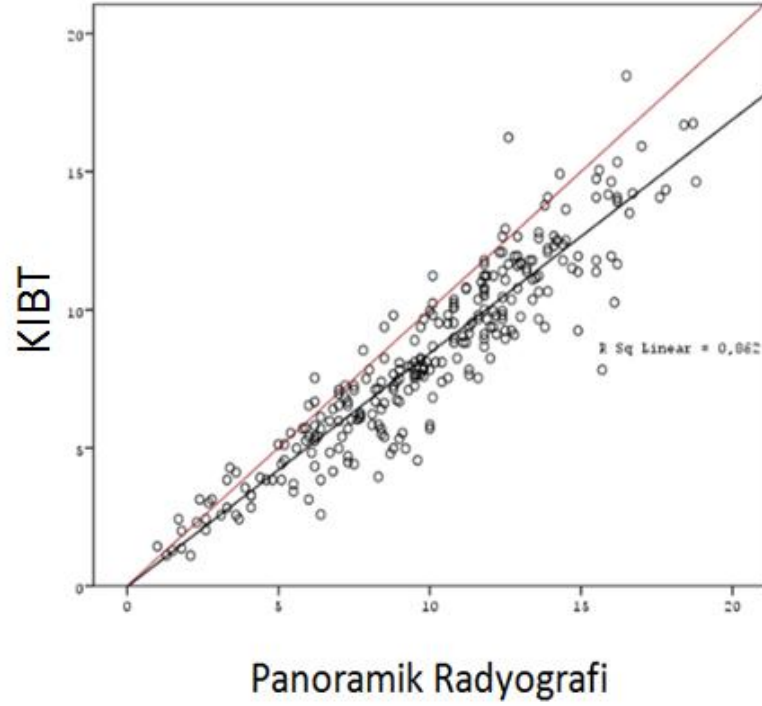
Tablo 11. MF I ve MF II gruplarının, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin lineer regresyon analizi

KIBT		B	95% CI B	Beta	p
MF I	Sabit	1,036			
	Panoramik MF I	0,988	0,949-1,027	0,950	<0,001
MF II	Sabit	-0,028			
	Panoramik MF II	0,846	0,805-0,886	0,928	<0,001

Tablo 12. MF I grubunda, KIBT ve PR arasındaki korelasyon grafiği



Tablo 13. MF II grubunda, KIBT ve PR arasındaki korelasyon grafiği



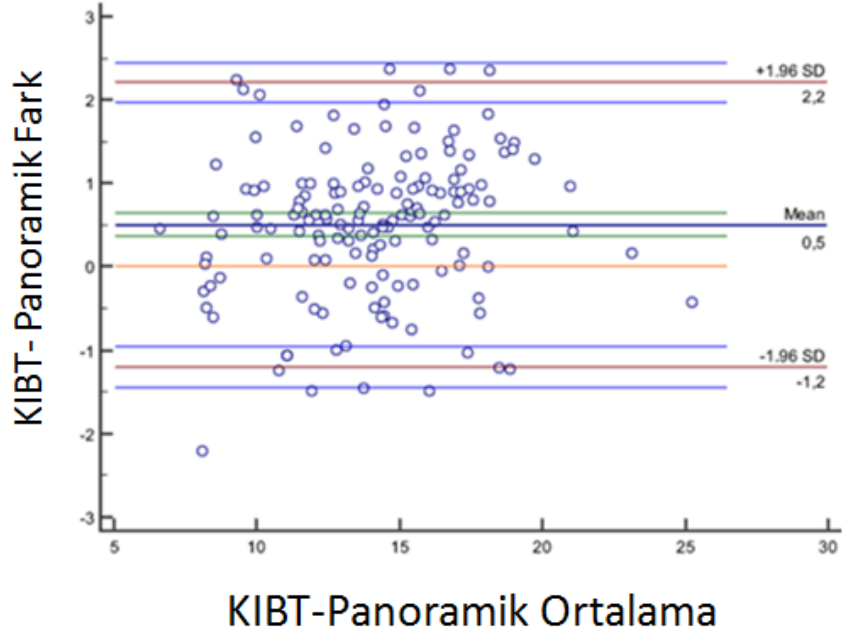
4.3. Burun Tabanı Grubuyla İlgili İstatistiksel Bulgular

KIBT ve PR'den elde edilen Burun Tabanı grubuna ait ölçümler, ICC değerlerine göre ve Bland-Altman Yöntemi'nden elde edilen sonuçlara göre birbirleriyle uyumlu bulunmuştur. Ölçümlerin ortalama ve farkları arasında ilişki saptanmıştır ($p:0,029$) (Tablo 14). Burun Tabanı grubunda PR üzerinde yapılan ölçümlerle, KIBT üzerinde yapılan ölçümler arasında minimum -1,2 mm, maksimum 2,2 mm farklılık hesaplanmıştır (Tablo 15).

Tablo 14. KIBT ve PR'den elde edilen Burun Tabanı grubuna ait ölçümlerin sonuçları, ICC değerleri, ölçümlerin ortalama ve farkları arasındaki ilişki

		Ölçümler			KIBT-Panoramik Fark		
		Ort.	SD	ICC	Ort.	SD	p*
Burun	KIBT	14,33	3,31	0,964 (0,951-0,974)	0,50	0,87	0,029
	Panoramik	13,83	3,20				

Tablo 15. Burun Tabanı grubuna ait ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılımını gösteren Bland-Altman grafiği



NF grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen sonuçların korelasyon analizine göre her iki görüntüleme yöntemi arasında ilişki saptandı (Tablo 16).

Tablo 16. Burun Tabanı grubunun KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin korelasyon analizi

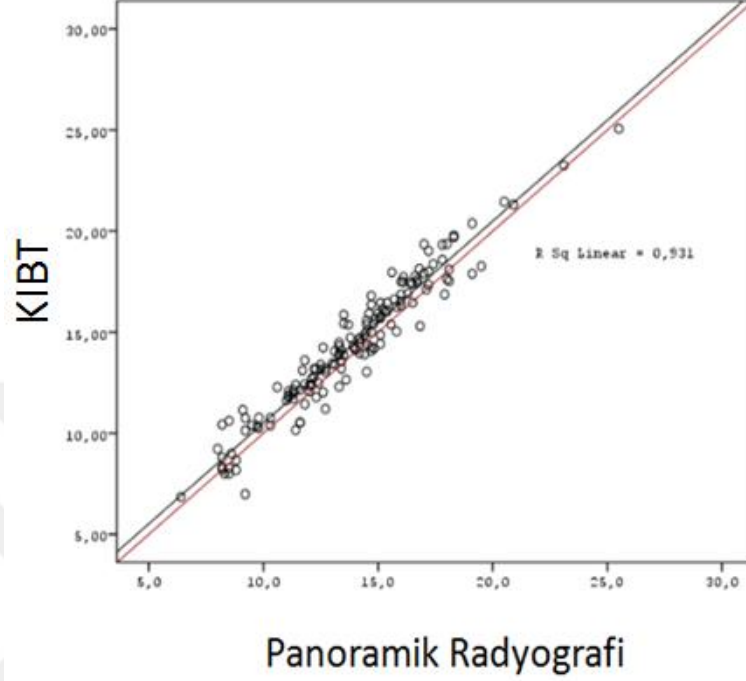
KIBT-Burun Tabanı		
	rho	p
Panoramik	0,965	<0,001

Burun Tabanı grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümler arasındaki uyumun formülü Tablo 17'de ve grafiği Tablo 18'de özetlenmiştir.

Tablo 17. Burun Tabanı grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin lineer regresyon analizi

KIBT	B	95% CI B	Beta	p
Burun Tabanı Sabit	0,528			
Panoramik Burun Tabanı	0,998	0,954-1,043	0,965	<0,001

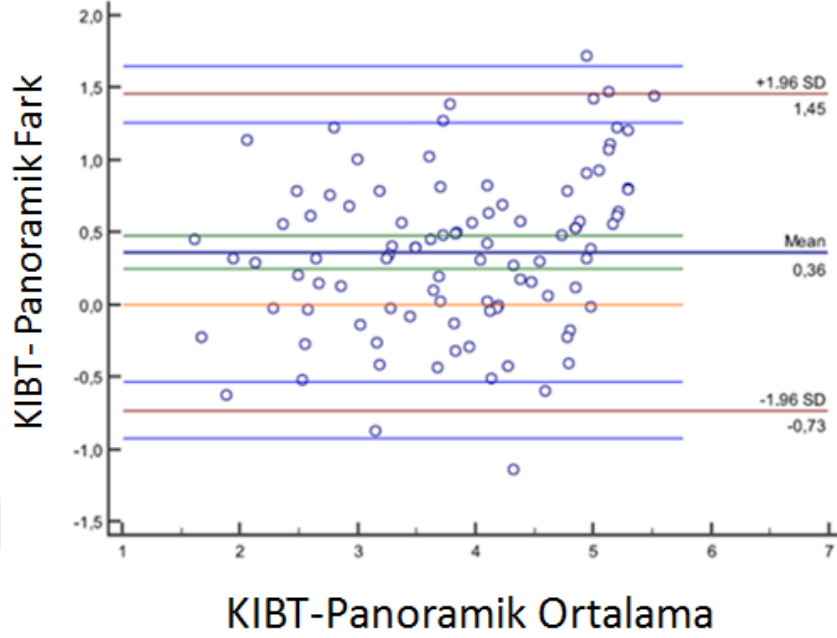
Tablo 18. Burun Tabanı grubunda, KIBT ve PR arasındaki korelasyon grafiği



4.4. Maksiller Sinüs II (MS II) Grubuyla İlgili İstatistiksel Bulgular

KIBT ve PR'den elde edilen MS II grubuna ait ölçümler, ICC değerlerine göre ve Bland-Altman Yöntemi'nden elde edilen sonuçlara göre birbirleriyle uyumlu bulunmuştur. MS II grubunda PR üzerinde yapılan ölçümlerle, KIBT üzerinde yapılan ölçümler arasında minimum -0,73 mm, maksimum 1,45 mm farklılık hesaplanmıştır (Tablo 19). Ölçümlerin ortalama ve farkları arasında ilişki saptanmıştır ($p < 0,008$) (Tablo 20).

Tablo 19. MS II grubuna ait ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılımını gösteren Bland-Altman grafiği



Tablo 20. KIBT ve PR'den elde edilen MS II grubuna ait ölçümlerin sonuçları, ICC değerleri, ölçümlerin ortalama ve farkları arasındaki ilişki

		Ölçümler			KIBT-Panoramik Fark		
		Ort.	SD	ICC	Ort.	SD	p
MS II	KIBT	4,06	1,10	0,854 (0,789-0,900)	0,36	0,56	<0,008
	Panoramik	3,70	0,95				

MS II grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen sonuçların korelasyon analizine göre her iki görüntüleme yöntemi arasında ilişki saptandı (Tablo 21).

Tablo 21. MS II grubunun KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin korelasyon analizi

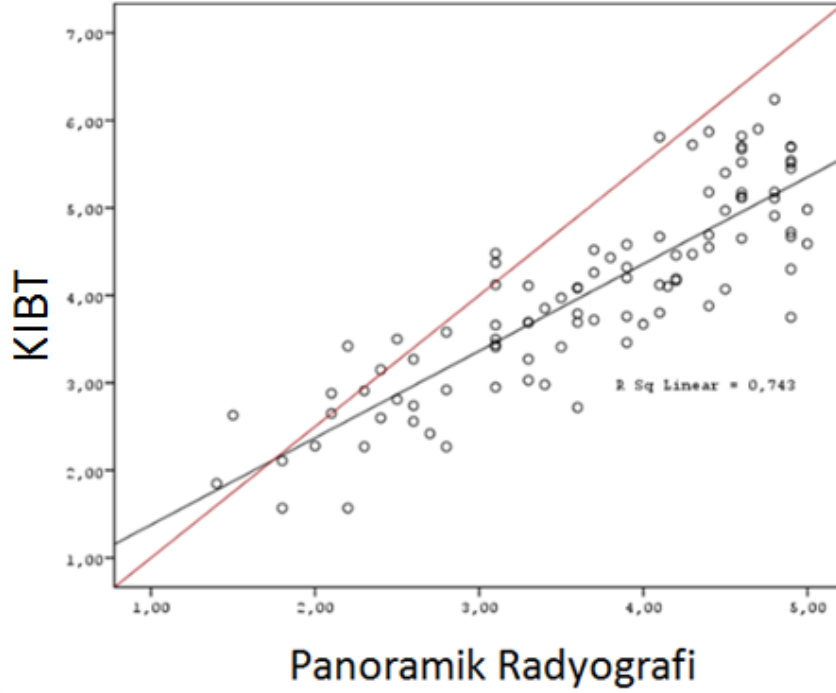
		KIBT-Maksiller Sinüs II	
		rho	p
Panoramik		0,860	<0,001

MS II grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümler arasındaki uyumun formülü Tablo 22'de ve grafiği Tablo 23'de özetlenmiştir.

Tablo 22. MS II grubunda, KIBT ve PR'den elde edilen ölçümlerinin lineer regresyon analizi

KIBT		B	95% CI B	Beta	p
MS II	Sabit	0,385			
	Panoramik MS II	0,993	0,874-1,112	0,862	<0,001

Tablo 23. MS II grubu için, KIBT ve PR arasındaki korelasyon grafiği



5.TARTIŞMA

İmplant cerrahisi öncesi preoperatif radyografik değerlendirme, cerrahi esnasında yaşanabilecek olası komplikasyonların öngörülmesi ve üstesinden gelinmesi noktasında hekime yardımcı olan unsurların başında gelmektedir. Günümüzde 3D görüntüleme yöntemlerinin dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılmasıyla beraber, iki boyutlu görüntüleme yöntemlerinin 3D olanlara kıyasla avantajları ve dezavantajları, hangi tür vakalarda ve hangi bölgelerde daha etkin kullanılabileceği konusunda bazı görüş farklılıkları doğmuştur.

İmplant tedavisi öncesinde radyolojik değerlendirmede, PR en sık kullanılan görüntüleme yöntemidir. Birçok klinikte implant cerrahisi planlaması esnasında rutin olarak PR alınmaktadır. PR, çenelerin ve dişlerin anatomik ve yapısal özellikleri hakkında hekime genel bir değerlendirme olanağı tanıyan bir yöntemdir. Bu yöntemle, çenelerdeki kemiğin miktarı, maksiller sinüsler, çeneleri ilgilendiren patolojiler, gömülü dişler değerlendirilebilir. PR'de, kemiğin yüksekliği ile ilgili değerlendirme ve ölçümler yapılabilirken, kemiğin genişliğiyle ilgili değerlendirme yapılamaz. Eğer kemiğin genişliği ve lingual bölgedeki andırkatlar tecrübeli bir cerrah tarafından iyi bir klinik muayene ile değerlendirilirse, PR üzerinde yapılacak vertikal ölçümler implant boyunun tespiti için yeterli olabilir (Frei ve ark., 2004). Vazquez ve ark. (2008) çalışmalarında, alt çene arka bölgede implant planlaması için doğru bir klinik muayene ve PR üzerinde yapılan ölçümlerin 2 mm güvenlik payı bırakıldığında yeterli ve güvenli olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada implant sahalarının uygunluğu, kemikteki olası lingual andırkatlar ve alveol kemiğinin genişliği intraoral muayene esnasında alveol kretin palpasyonu ile subjektif olarak değerlendirilmiş ve implantların boyları PR üzerinde 2 mm güvenlik payı bırakılarak planlanmıştır. Çalışma sonucunda sadece %0.08 vakada his kaybı geliştiği ve kısa sürede etkisini yitirdiği bildirilmiştir. Ancak yinede klinik muayenede öngörülemeyen veya teşhis edilemeyen anatomik varyasyonlar, operasyon sırasında bazı komplikasyonların yaşanmasına yol açabilir (Guerrero ve ark., 2014a).

Teknolojideki hızlı gelişmelerle birlikte son yıllarda ülkemizde de KIBT'nin kullanımı yaygınlaşmıştır (Senem ve Yiğit, 2010). KIBT'nin dentomaksillofasiyal görüntülemedeki doğruluğu ve güvenilirliği birçok çalışmada ortaya konmuştur (Damstra ve ark., 2010). Kamburoğlu ve ark. (2011), insan kafatasındaki doğrudan ölçümler ile farklı KIBT cihazlarındaki görüntüler üzerindeki ölçümleri

karşılaştırdıkları çalışmalarında, yüksek oranda tutarlılık tespit etmişler ve dentomaksillofasiyal bölgedeki ölçümler için KIBT kullanımını önermişlerdir. Buna karşın her ne kadar baş boyun bölgesindeki ölçümler için KIBT altın standart olarak önerilmekteyse de, halen her merkezde bulunmaması ve diğer rutin görüntüleme sistemlerine göre radyasyon dozunun yüksek olması gibi dezavantajlara sahiptir (Patel ve ark., 2007). Bu nedenle literatürde, panoramik ve periapikal radyografilerde yapılan ölçümlerin doğruluğu önemli bir tartışma konusu olmuştur.

Mısırlıoğlu ve ark. (2012), insan kuru kafası üzerinde yapmış oldukları bir çalışmada, üst çenede ki mevcut dişlerden elde edilen periapikal, PR ve KIBT görüntüleri 3 ayrı gözlemciye yorumlatılmış, vertikal ve horizontal ölçümlerin birbirleriyle olan uyumu değerlendirilmiştir. Çalışmada, her dişin maksimum uzunluğu, maksimum kök uzunluğu, maksimum kron genişliği ve mine-sement birleşimindeki maksimum kron genişliği 3 ayrı görüntüleme sistemiyle ölçülmüştür. Çalışma neticesinde, gözlemciler arasında % 93 uyum olduğu belirtilmiş ve 3 görüntüleme sisteminde yapılan doğrusal ölçümler karşılaştırıldığında “maksimum kök uzunluğu” ölçümü hariç gözlemciler arası korelasyonun yüksek olduğu görülmüştür. Özellikle vertikal ölçümlerde meydana gelen bu farklılıkların gözlemciler arasında dişlerin fizyolojik apeksi ve mine sement birleşiminin lokalizasyonunda meydana gelen gözlem farklılıkları sonucu oluştuğu belirtilmiştir. Yöntemler arasında meydana gelen farkın, özellikle periapikal radyografide yapılan ölçümlerden kaynaklandığı savunulmuştur. Bu durum kullanılan fosfor plak sisteminin yazılımıyla ilişkilendirilmiştir. PR üzerinde magnifikasyon faktörü hesaplanarak yapılan ölçümlerin daha başarılı olduğu ve KIBT üzerinde yapılan ölçümlere yakın sonuçlar verdiği tespit edilmiştir. Flores-Mir ve ark. (2014), ortodontik tedavi amacıyla üst çene premolar dişlerine çekim endikasyonu konulmuş 26 hastanın PR ve KIBT görüntülerini incelemiştir. Hastaların dişleri çekilmeden önce alınmış olan KIBT ve PR görüntüleri üzerinde çekim endikasyonu konulmuş 48 dişin tüberkül tepesi ile kök ucu arasındaki mesafeler görüntüleme programındaki kumpas yardımıyla ölçülüp kaydedilmiş, daha sonra dişler çekilip gerçek uzunlukları dijital kumpas ile ölçülmüştür. Dijital kumpas ile ölçülen uzunluklar altın standart olarak kabul edilip diğer iki görüntüleme yönteminden elde edilen verilerle kıyaslanmıştır. PR üzerinde hesaplanan diş uzunluklarının, dijital kumpasla ölçülen değerlere göre ortalama 6.3 mm fazla olduğu belirtilmiştir. Buna karşın, KIBT üzerinde

yapılan ölçümlerin, dijital kumpastan elde edilen verilerden ortalama 1.6 mm kısa olduğu belirtilmiştir. Çalışma da, PR'nin % 29 oranında dişleri uzun gösterdiği, KIBT'de ise bu oranın % 4 olduğu sonucuna varılmıştır. Buradan yola çıkarak, üzerinde ölçüm yapılan bölgenin üst çene premolar bölge olduğu düşünüldüğünde üst çene arka bölgede PR'nin vertikal ölçümlerde güvenli sonuçlar vermediği kanısına varılmaktadır. Bizim çalışmamızda ise, üst çene arka bölge PR'nin en güvenilir sonuçlar verdiği bölge olarak ortaya konulmuştur. İki çalışma arasında ortaya çıkan bu büyük farklılığın nedeni irdelendiğinde, Flores-Mir ve ark. (2014)'nın çalışmasında, PR çekimlerinde magnifikasyon faktörünü elimine etmeye yönelik ilave bir yöntem uygulanmadığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise PR üzerinde ölçüm yapılmadan önce yazılım programında bulunan "otomatik kalibrasyon" özelliği aktifleştirilerek vertikal ölçümler yapılmıştır. İki çalışma arasında PR'den elde edilen veriler arasında oluşan bu farklılığın nedeni cihazlardaki farklı magnifikasyon oranları olabilir.

PR üzerindeki ölçümlerin doğruluğunun BT üzerindeki ölçümlerle karşılaştırıldığı çalışmada, PR ve BT ölçümleri arasında yüksek oranda korelasyon olduğunu bildirilmiştir (Nishikawa ve ark., 2010). Buna karşın ölçümler arasındaki korelasyonun yüksek olmasının ölçümlerin güvenilirliğini doğrulamak için yeterli bir veri olmadığını ve PR üzerindeki ölçümlerde % 10'luk bir hata payı olduğunu belirtilmiştir. Bu sebeple, Nishikawa ve ark. (2010), doğrusal ölçümler için PR kullanımını önermemişlerdir. Guerrero ve ark. (2014a), implant planlaması yapılacak olan 108 hasta üzerinde 4 gözlemci ile yaptıkları araştırmalarında, gözlemcilerden hastaların KIBT ve PR görüntüleri üzerinde implant planlaması yapmaları istenmiştir. Daha sonra bu hastalara tecrübeli bir periodontolog tarafından toplam 365 adet implant uygulanmıştır. Hastalara uygulanan implantların boylarıyla, gözlemcilerin bildirdiği pre-operatif ölçümler karşılaştırılmıştır. Özellikle arka bölgede yapılan implant planlamalarında, PR'nin implant boyu belirlenmesinde KIBT kadar güvenli sonuçlar vermediği bildirilmiştir. Çalışmada, implant uygulanan bölgeler bizim çalışmamızdaki gibi belirli ana gruplara ayrılmadığı için iki çalışma arasında kıyaslama yapmak güçtür. Pedroso ve ark. (2014)'nın 27 hasta üzerinde yapmış oldukları çalışmada, 95 dişsiz saha bir çene cerrahı tarafından implant planlaması için değerlendirilmiştir. Cerrahtan, hastalara ait PR ve KIBT görüntüleri üzerinde mevcut kemiği değerlendirmesi ve öngördüğü implant boyutlarını kaydetmesi istenmiştir. Ardından hastaların hepsine

implantlar uygulanıp, kullanılan implantların boyutları ile ilk planlamaki boyutlar kıyaslanmıştır. Çalışma sonucunda, PR üzerinde planlama yapılan vakaların % 36.8'inde planlanandan daha kısa, % 40'ında aynı uzunlukta, % 23.2'sinde ise planlanandan daha uzun implant yerleştirilebildiği belirtilmiştir. KIBT üzerinde yapılan planlamada ise, vakaların % 14.7'sinde planlanandan daha kısa, % 69.5'inde aynı uzunlukta, % 15.8'inde planlanandan daha uzun implant yerleştirilebildiği belirtilmiştir. Çalışma sonucunda, KIBT üzerinde yapılan implant planlamalarının cerrahi sırasında ölçülen implant boyutuyla daha doğru ve tutarlı sonuçlar verdiği, PR'de ortaya çıkan yüksek yanılma payının, anatomik oluşumlarda yaralanma, sinir hasarı, kanama gibi komplikasyonlar doğurabileceği belirtilmiştir.

Görüntüleme yöntemlerinin cerrahi öncesinde hekimlerin implant planlamalarına ne düzeyde etki ettiğinin incelendiği bir çalışmada, 105 hastanın KIBT ve PR görüntüleri değerlendirilmiştir. Dört farklı cerrahla yapılan çalışmada, cerrahlardan hastaların hem KIBT, hem de PR görüntüleri üzerinde implant planlaması yapmalarını istenmiştir. Cerrahlar hastaların PR ve KIBT görüntülerini bilgisayar ortamında modelleme programı yardımıyla, ayrı zamanlarda değerlendirmiş ve vertikal kemik yüksekliği ölçümü aşamasında anatomik yapılardan 1.5 mm güvenlik payı bırakarak yerleştirmeyi düşündükleri implantların boylarını belirlemişlerdir. Çalışmalarında, implant yapılması düşünülen 619 dişsiz sahadaki kemiğin uzunluğu ve genişliği değerlendirilmiştir. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda, değerlendirmeye alınan vakaların %92,1'inde cerrahların KIBT ve PR üzerinde planlamış oldukları implant uzunluğu örtüşmüştür (Guerrero ve ark., 2014b). Aynı çalışmada, arka bölgedeki dişsiz boşlukların implant planlamasında her iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu bildirilmiştir. Cerrahların PR üzerindeki yaptıkları planlamaların %7,1'inde, yerleştirilebilecek maksimum uzunluktaki implanttan daha uzun bir implant planladıkları sonucu ortaya çıkmıştır. Literatürde implant planlamasında güvenlik payının 2 mm olarak belirtildiği düşünüldüğünde, Guerrero ve ark. (2014b)'nın yapmış oldukları çalışmada güvenlik payının kısa tutulması, iki yöntem arasındaki uyumun olduğundan daha yüksek görünmesine neden olabilir.

Akdeniz ve ark. (2000), implant yapılması planlanan 21 dişsiz bölgeyi içeren çalışmalarında, dişsiz bölgelerdeki mevcut vertikal kemik mesafesini BT ve PR üzerinde ölçerek karşılaştırmalı olarak değerlendirmişler ve iki görüntüleme

yönteminden elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada, PR'den elde edilen uzunluk ortalamasının, BT görüntülerinden elde edilen ölçümlerin ortalamasından yaklaşık 0.5 mm fazla olduğu ve PR'nin implant planlamasında güvenli bir metod olmadığı belirtilmiştir. Akdeniz ve ark. (2000)'nin çalışmasında iki yöntem arasındaki farklılığa, PR'de boyutsal stabilitenin sağlanmasına dair zorlukların, neden olduğu belirtilmiştir. Dişsiz bölgelerin dağılımı önemsizmeden ölçümler tek grupta toplandığı için, PR'nin BT'ye kıyasla hangi bölgelerde güvenli, hangi bölgelerde güvensiz olduğu belirtilmemiştir. Bizim çalışmamızda implant sahalarının 3 farklı anatomik yapıya yakınlıkları dikkate alınarak gruplandırma yapılmış ve her bölge kendi içerisinde değerlendirilmiştir.

Literatürde üst çene arka bölgede dişsiz alanlarda, implant planlamasında PR ve KIBT arasındaki uyumu değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır. Berndt ve ark. (2015), 40 hasta üzerinde 59 adet implant sahasını içeren retrospektif çalışmalarında, hastalardan daha önce alınmış olan PR ve KIBT görüntüleri üzerinde implant planlanan alanların mevcut vertikal kemik mesafelerini ölçüp değerlendirmeye tabi tutmuşlardır. Her iki çenede de premolar ve molar bölgedeki dişsiz sahaların PR üzerindeki ölçümlerinin ortalamasıyla, KIBT üzerindeki ölçümlerin ortalaması arasında, istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Ölçüm aralığının en çok varyasyon gösterdiği bölge ise üst çene premolar bölge olarak belirtilmiştir. Buna neden olarak, maksiller sinüsün alt sınırının PR'de her zaman net olarak izlenememesi gösterilmiştir. Bu çalışma da iki farklı KIBT cihazı farklı FOV ve voksel değerleriyle kullanılmış ve tüm ölçümler bir arada değerlendirilmiştir. Bu nedenle cihazlar arasında değerlendirme yapılamamıştır. Ayrıca, panoramik radyografi cihazının kVp, mA değerleri belirtilmemiştir. Bu çalışmanın aksine, bizim çalışmamızda, PR ve KIBT ölçümleri arasında güçlü korelasyon bulunmuş ve PR'nin bu bölgede kullanılması önerilmiştir. İki çalışma arasında, farklı sonuçların ortaya çıkması, kVp, mA, görüntü kalitesi ve çözünürlük gibi parametrelerin PR cihazları arasında farklılık göstermesi ile ilişkilendirilebilir.

Correa ve ark. (2014)'nin çalışmasında, üst çene premolar bölgedeki tek diş eksiklikleri için yapılan değerlendirmede, alveol kret tepesi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe KIBT ve PR üzerinde ölçülmüş ve yöntemler arasında

istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır. Bu doğrultuda, çalışmaya katılan hekimlerin üst çene premolar bölge için yaptıkları planlamada, üç görüntüleme yöntemiyle de aynı boyda implantı yerleştirmeyi öngördükleri bildirilmiştir. Bu sonuç, bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda, üst çene arka bölgede yapılan vertikal kemik mesafesi ölçümlerinde, KIBT enine kesitlerinden elde edilen ölçümler ile PR'den elde edilenler arasında güçlü korelasyon olduğu ve PR'nin üst çene arka bölgede implant planlaması amacıyla alveol kemik yüksekliği ölçümünde KIBT ile tutarlı sonuçlar veren güvenli bir görüntüleme yöntemi olabileceği sonucuna varılmıştır.

Üst çene arka bölgede implant planlamasını etkileyen en önemli anatomik yapı maksiller sinüstür. Açık sinüs tabanı yükseltme operasyonu kararı alınırken bölgedeki alveoler kret tepesi ve sinüs tabanı arasındaki kemik yüksekliği baz alınmaktadır. Misch, maksiller sinüsün sarkık olduğu bölgelerde rezidüel kret yüksekliğinin 5 mm ve altında olduğu vakalarda açık sinüs tabanı yükseltme operasyonu ve geç implantasyon protokolü önermiştir (Misch, 2007). Bizim çalışmamızda, maksiller sinüs tabanı ve alveol kret tepesi arasındaki mesafenin 5 mm'den kısa olduğu hastalar ayrı bir grup olarak değerlendirmeye alınmış ve açık sinüs tabanı yükseltme ameliyatı kararı alınırken PR'nin güvenilirliği değerlendirilmiştir. PR üzerinde yapılan ölçümlerle, KIBT üzerinde yapılan ölçümler arasında minimum -0,73 mm, maksimum 1,45 mm farklılık hesaplanmıştır. Ölçümlerin ortalama ve farkları arasında ilişki saptanmıştır. Ancak PR ve KIBT arasında zayıf korelasyon bulunmuş ve PR'nin bu bölgede açık sinüs tabanı yükseltme operasyonu planlaması yaparken kullanılması güvensiz bulunmuştur. PR üzerinde yapılan ölçümlerde, maksiller sinüs tabanı ile alveol kret tepesi arasındaki mesafenin ölçümü yüksek oranda uyum gösterirken bu uyum 5 mm ve daha az vertikal kemik yüksekliği bulunan vakalarda daha az olarak tespit edilmiştir. Maksiller sinüsün oldukça sarkık olduğu ve sinüs tabanı ve alveol kret arasındaki kemiğin PR'de 1-2 mm gibi kısa değerlerde ölçüldüğü vakalarda, iki nokta arasında hassas ölçüm yapabilmek zor hale gelmektedir. İki grup arasında oluşan farklılığın sinüsün en derin yeri tayin edilirken ve alveol kretle sinüs tabanı arasındaki dar mesafe hesaplanırken yapılan ölçümsel hatalarla ilişkili olduğunu düşünmekteyiz.

Sinüs hastalıkları ve anomalileri sinüs tabanı yükseltme operasyonu uygulanacak hastalarda yaygın bir şekilde görülmektedir. Bu durumların varlığı cerrahi uygulama sırasında zorlukların ve postoperatif komplikasyonların artmasına neden

olmaktadır. Sinüs tabanı yükseltme işlemleri öncesinde bu hastalıkların, komplikasyon riskinin en aza indirilmesi açısından belirlenmesi gereklidir (Chan ve Wang, 2011). Sinüs hastalıklarının belirlenmesinde radyografik görüntüleme büyük önem arz etmektedir. İmplant cerrahisi öncesi sinüs tabanı yükseltme operasyonu gerektiren üst çene arka bölgeyi ilgilendiren yetersiz alveol kreti vakalarında mevcut kemiğin üç boyutlu olarak ele alınması, kemiğin horizontal genişliği ve andırkatlar hakkında bilgi vermesi ve olası maksiller sinüs patolojilerinin tespiti yönünden bir avantaj olarak değerlendirilebilir. KIBT daha az radyasyon dozu ve düşük maliyetiyle baş boyun bölgesinde görülen patolojilerin değerlendirilmesinde konvansiyonel BT'nin yerini alabilir (Dugal ve ark., 2011). KIBT daha önce birçok çalışmada, paranasal sinüs hastalıklarının ve anatomilerinin değerlendirilmesi için kullanılmış ve güvenilir bir yöntem olduğu belirtilmiştir (İlgüy ve ark., 2013; Ritter ve ark., 2011). Baciut ve ark. (2013), açık sinüs tabanı yükseltme operasyonuna yönelik PR ve KIBT görüntüleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında açık sinüs tabanı yükseltme operasyonu öncesi, operasyonun kalitesi ve doğru tekniğin belirlenmesi açısından KIBT alınmasını önermişlerdir. Hastalardan alınan pre-op KIBT ve PR görüntüleri 6 gözlemciye yorumlatılmış ve gözlemcilerden implant yerleştirme zamanı, seçilen tedavi yöntemi, sinüs morfolojisi, tahminin oluşabilecek komplikasyonlar, yöntemin güven seviyesi gibi parametreler hakkındaki görüşlerini raporlamaları istenmiştir. Ameliyatlardan sonra elde edilen verilerle mevcut cerrahi sonrası durum istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Toplam 16 adet açık sinüs tabanı yükseltme ameliyatı yapılan çalışma sonuçlarına göre, KIBT ve PR'den elde edilen tedavi planlamaları % 95 oranında nihai cerrahi prosedürle uyum göstermiştir. Vakaların % 13'ünde sinüs mukozası kalınlaşması PR'de görülmemiş, KIBT'de saptanmış; % 7'sinde ise KIBT'de izlenmeyen mukoza kalınlaşması PR'de tespit edilmiştir. Hekimlerin yöntemlere güven düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır. Hekimlerin KIBT'ye duydukları güven düzeyi ortalama olarak 5 üzerinden 4 iken, bu skor PR için 5 üzerinden 1 olarak belirtilmiştir. Operasyon öncesi alınan KIBT ile açık sinüs tabanı yükseltme planlanan hastaların hem mevcut kret yüksekliği ve genişliği ile ilgili fikir sahibi olunur, hem de maksiller sinüsü ve osteomeatal bölgeyi ilgilendiren olası patolojiler önceden değerlendirilebilir.

Literatürde burun tabanı bölgesini ilgilendiren implant planlamalarında, PR ve KIBT arasındaki uyumu ve bu yöntemlerin birbirine göre üstünlüklerini değerlendiren kısıtlı çalışma bulunmaktadır. Birçok çalışmada spesifik olarak bu alan değerlendirilmemiş, farklı bölgelerin bir arada değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur. Kopecka ve ark. (2014), 264 hastanın PR ve KIBT görüntüleri üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında, üst çene ön bölgedeki dişlerini kaybetmiş olan hastaların KIBT ve PR görüntüleri üzerinde implant planlaması amacıyla, burun tabanı ile alveol kret tepesi arasındaki mesafeyi ölçmüşler ve her iki görüntüleme yöntemi arasında fark olup olmadığı incelemişlerdir. Kanin dişler bölgesinde vertikal kemik mesafesi ölçümlerinde KIBT ve PR arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu, santral ve lateral dişler bölgesinde ise farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda burun tabanı grubunda PR ve KIBT arasında zayıf korelasyon bulunmuştur. Çalışmamızda burun tabanı bölgesinde PR'nin implant planlaması için vertikal kemik mesafesi ölçümlerinde KIBT kadar güvenli sonuçlar vermediği ve bazı vakalarda hekimi yanlış yönlendirebileceği ortaya konmuştur. Bizim çalışmamızda üst çene ön bölgede ölçüm yapılacak olan implant sahalarının referans noktaları belirlenirken burun tabanının en derin yeri dikkate alınarak ölçümler yapılmıştır. Bu nedenle ölçümler maksiller lateral dişler hizasında gerçekleştirilmiştir. Kopecka ve ark. (2014)'nin çalışmasında lateral diş bölgesinde yapılan ölçümlerin sonuçlarıyla çalışmamızın sonuçları uyumlu değildir. İki çalışma arasındaki bu farklılığın nedeni, ölçüm bölgesinin farklı olması olabilir. Bizim çalışmamızda ölçüm referans noktaları belirlenirken dişlerin lokalizasyonu değil burun tabanının en derin noktası dikkate alınmıştır. Literatürde, üst çene anterior bölgede yetersiz vertikal kemik mesafesi olan vakalarda dikkatli ve doğru ölçüm yapılamaması nedeniyle nazal mukoza perforasyonu, kanama, post-operatif enfeksiyon, rino-sinüzit gibi olası komplikasyonların meydana gelebileceği bildirilmiştir (Raghoobar ve ark., 2004).

Literatürde, mental foramen ve mandibular kanal üzerinde yapılan implant planlaması ve vertikal ölçümlerde KIBT ve PR arasındaki uyumu değerlendiren birçok araştırma görmektedir. Kamrun ve ark. (2013)'nin yapmış olduğu 100 hastanın PR ve KIBT görüntülerinde mandibular kanalın izlenebilirliğini ele alan çalışmalarında, hastaların KIBT ve PR görüntülerinde mental foramen ve mandibular foramen arasındaki mesafe, ilk bölge mental forameninden başlayıp arkaya doğru ilerleyecek

şekilde dört eşit parçaya bölünmüş ve bu görüntüler tecrübeli iki radyoloji uzmanına yorumlatılmıştır. Gözlemcilerden her bölge için mandibular kanalın alt ve üst sınırının izlenebilirliğini 0 ile 4 arasında bir değerde skorlamaları istenmiştir. İstatistiksel değerlendirme sonucunda, tüm bölgelerde mandibular kanalın hem alt hem de üst sınırının görüntülenmesinde KIBT'nin panoramik radyografiye göre daha etkin olduğu, her iki görüntüleme yönteminin de mandibular kanalın alt sınırını görüntülenmesinde üst sınıra göre daha başarılı olduğu belirtilmiştir. Yine aynı çalışma sonuçlarına göre, mandibular kanalın üst sınırının PR'de en net izlendiği bölgenin 4. bölge olduğu, KIBT'nin ise mandibular kanalın üst sınırının görüntülenmesinde en zayıf olduğu bölgenin 1. bölge olduğu bildirilmiştir. PR'nin, 4. bölgede mandibular kanalın üst sınırının görüntülenmesinde başarılı olduğu için implant planlamasında diğer bölgelere göre daha güvenle kullanılabilmesi bildirilmiştir. Angelopoulos ve ark. (2008), iki farklı dijital PR cihazı ve bir KIBT cihazından elde edilen görüntüler üzerinde 4 farklı gözlemci tarafından mandibular kanalın görünürlüğünün incelendiği bir çalışma yapmışlardır. Üç farklı görüntüleme tekniğinin her biri için rastgele seçilen 40 hastanın görüntüsü değerlendirilmiş, değerlendirme esnasında mandibular kanalın izlediği yol arka, orta ve ön olmak üzere üç eşit parçaya bölünmüş ve gözlemcilerden 0 ile 3 arasında bir skor aralığında bu üç bölgede mandibular kanalın izlenebilirliğini değerlendirmeleri istenmiştir. KIBT mandibular kanalın izlenebilirliği açısından tüm gözlemcilerden en yüksek skoru almıştır. Çalışma sonuçları Kamrun ve ark.'nın çalışmasıyla uyumlu bulunmuştur. Çalışmaya dahil edilen görüntüleme cihazlarının hepsinde, mental foramenden geriye doğru gidildikçe mandibular kanalın daha iyi izlenebildiği belirtilmiştir. İki farklı dijital PR cihazı kendi içinde ele alındığında, CCD "charged coupled device" türü PR cihazının, SPB "Storage phosphor-based" türü dijital PR cihazdan daha yüksek skor aldığı ve bu cihazda nispeten mandibular kanalın daha iyi izlendiği bildirilmiştir. Literatürde, özellikle mental foramen bölgesindeki ölçümlerde daha fazla uyumsuzluk tespit edildiğinden, bizim çalışmamızda, mental foramen ve sinirin foramenden çıkış yerinin enine kesitteki en derin noktası değerlendirilmiş foramenin gerisinde kalan alanda ölçüm yapılmamıştır.

Correa ve ark. (2014)'nın çalışmasında, 71 hastaya ait PR ve KIBT görüntüleri birer radyolog, prostodontist ve periodontolog tarafından incelenmiş ve hekimlerden tek diş eksikliği bulunan sahalar üzerinde hem PR hem de KIBT üzerinde implant

planlaması yapmaları istenmiştir. Çalışmada 56 alt çene molar bölgede tek diş eksikliği olan vaka değerlendirilmiştir. Ölçümler PR, KIBT-panoramik önizleme ve KIBT-enine kesit olmak üzere 3 ayrı grup altında toplanmıştır. KIBT-enine kesit grubunda yapılan vertikal ölçümler ile PR grubunda yapılanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu bildirilmiştir. KIBT-enine kesit grubunda yapılan implant modellemelerinde, PR'ye kıyasla daha kısa implantlar planlandığı görülmüştür. Bu çalışmada alt çenede mandibular kanal üzerinde yapılan ölçümlerde ortaya çıkan sonuçlarla, bizim yapmış olduğumuz çalışmada Mental Foramen-I ve Mental Foramen-II gruplarında PR ve KIBT ölçümlerinden elde ettiğimiz veriler uyuşmaktadır. Bizim çalışmamızda, Mental Foramen-I grubunda PR üzerinde yapılan ölçümler, KIBT üzerinde yapılan ölçümlere kıyasla minimum -1,5 mm, maksimum 3,3 mm farklı olarak hesaplanmıştır. Ölçümlerin ortalamaları ve farkları arasında ilişki saptanmıştır. Mental Foramen-II grubunda PR üzerinde yapılan ölçümler, KIBT üzerinde yapılan ölçümlere kıyasla minimum -4,3 mm, maksimum 1,2 mm farklı olarak hesaplanmıştır. Ancak her iki grupta da PR ve KIBT arasındaki zayıf korelasyon nedeniyle PR'nin bu bölgede kullanılması riskli bulunmuştur. Her iki çalışmadan ortaya çıkan verileri bir arada değerlendirirsek, alt çenede mandibular kanala veya mental foramene yakın çalışılması gereken vakalarda PR üzerinde yapılan ölçümlerin KIBT kadar güvenli sonuçlar vermediği, hekimi planlama esnasında yanlış yönlendirdiği sonucuna varabiliriz. Bu doğrultuda mental foramen bölgesinde ölçüm yapmak amacıyla PR'nin, KIBT yerine kullanılmasının risk oluşturabileceği sonucuna varılmıştır. Alt çenede mental foramen sınırlarının iki boyutlu görüntüleme yöntemleri ile izlenmesinin güç olmasının nedeni olarak, mental foramene yakın bölgede lingual kortikal kemiğin kalın olması, kemiğin trabeküler paterni ve dolayısıyla bu bölgede foramenin görüntü vermek için kemikten daha düşük koyulukta densite oluşturamaması öne sürülmüştür (Yosue ve Brooks, 1989). Serhal ve ark. (2002), implant planlaması öncesi mental foramenin alveol kret tepesine olan uzaklığını farklı görüntüleme yöntemleriyle ve aynı zamanda invivo olarak değerlendirdikleri çalışmalarında, alt çenede premolar dişlerini kaybetmiş ve implant planlanan 18 hastaya ait 22 dişsiz bölgeyi ele almışlardır. Mental foramenin üzerinde diş kaybı olan implant sahalarındaki alveol kemik yüksekliği PR, spiral tomografi ve BT görüntüleri üzerinde ölçülerek kaydedilmiştir. Daha sonra, hastaların implant ameliyatı esnasında, mental sinirin foramenden çıkış yerinin en üst noktası ile

kret tepesi arasındaki mesafe kumpas yardımıyla ölçülmüştür. Ameliyat esnasında elde edilen ölçümlerle, tomografik ölçümler ve PR üzerinde yapılan ölçümler arasında anlamlı farklılık olduğu, panoramik cihazının ortalama olarak 0.6 mm fazla ölçüm yaptığı belirtilmiştir. Buna karşın, ameliyat esnasında yapılan ölçümler ile her iki tomografi cihazıyla yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmadığı, spiral tomografinin ortalama 0.4 mm fazla, BT'nin ise ortalama 0.3 mm fazla ölçüm yaptığı belirtilmiştir. Bu çalışma sonucunda, alt çene arka bölgede özellikle mental foramen üzerinde çalışılması gereken implant ameliyatları öncesi mutlaka KIBT enine kesit görüntüleriyle değerlendirme yapılması gerektiği kanısına varılmış, PR'nin kemik yüksekliğini olduğundan daha fazla gösterdiği için hekimi daha uzun implanta yönlendirdiği, bununda ciddi komplikasyonlara yol açabileceği üzerinde durulmuştur. Bizim çalışmamızın Serhal ve ark.'nın çalışmasına göre en önemli kısıtlılığı, retrospektif olması nedeniyle hastalarda cerrahi esnasında gerçek boyut ölçümlerinin yapılamamasıdır.

PR alınırken baş pozisyonunun görüntü üzerine etkilerini değerlendiren çalışmalarda mevcuttur. Luangchana ve ark. (2015), kuru kafalar üzerindeki PR ölçümleriyle KIBT üzerindeki ölçümleri kıyasladıkları çalışmalarında, PR cihazından; baş Frankfurt Horizontal Düzlemi(FHD) yere paralel konumda, öne ve arkaya 10° derece eğik pozisyonda olmak üzere üç ayrı konumdayken görüntü elde etmişlerdir. İki ayrı gözlemci tarafından farklı görüntüleme cihazlarından elde edilen bu görüntüler üzerinde vertikal kemik mesafesi ölçümleri yapılmış ve ölçümlerin sonunda kuru kafalardaki gutta-perka bulunan referans yerlerindeki kemik açığa çıkarılarak dijital kumpasla gerçek uzunlukları ölçülmüştür. Üç farklı görüntüleme tekniğiyle yaptıkları ölçümlerde, diğer metodlardan elde edilen vertikal ölçümlere göre baş 10° öne eğik pozisyonda çekilen PR üzerinde yapılan ölçümlerin, istatistiksel olarak gerçek boyutla en az korelasyon gösteren ölçümler olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca, baş FHD yere paralel pozisyonda çekilen PR'den elde edilen ölçümlerin, çekilen tüm PR görüntülerinden elde edilen ölçümler arasında gerçek boyutla en yüksek korelasyon gösteren ölçümler olduğu bildirilmiştir. Baş FHD yere paralel pozisyonda çekilen PR üzerinde yapılan vertikal ölçümlerle yapılacak implant planlamalarının kabul edilebilir klinik sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da PR çekimi baş FHD yere paralel olacak şekilde konumlandırılarak yapılmıştır.

Günümüzde KIBT cihazları, farklı voksel ve FOV seçeneklerini bir arada barındırmaktadır. Örnek olarak, 3D Accuitomo 170 KIBT cihazının üç farklı voksel ve FOV seçeneği bulunmaktadır. Bunlar: 6x6 cm FOV ile 0.125 mm voksel, 8x8 cm FOV ile 0.160 mm voksel ve 10x10 cm FOV ile 0.250 mm voksel olarak sıralanabilir. Bu FOV seçeneklerinin efektif radyasyon dozları ise sırasıyla 52 pSv, 73 pSv ve 108 pSv olarak belirtilmiştir (Lofthag-Hansen ve ark., 2008; Pauwels ve ark., 2012). Voksel büyüklüğünün ölçümlerin doğruluğu üzerine etkisini inceleyen bir çalışmada, kurukafalar üzerinde 0.2, 0.25, 0.3, ve 0.4 mm³ olmak üzere 4 farklı voksel büyüklüğüne sahip cihazda ölçümler yapılmış ve kuru kafalarda ölçüm yapılan bölgelerin gerçek uzunluğu dijital kumpasla ölçülüp değerler birbiriyle karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, dijital kumpas ölçümleriyle farklı cihazlardan elde edilen lineer ölçümler arasında anlamlı farklılık olmadığı belirtilmiştir (Torres ve ark., 2012). Aynı çalışmada 0.3 ve 0.4 mm³ voksel büyüklüğü implant planlaması esnasındaki lineer ölçümler için önerilmiş ve düşük radyasyon dozu nedeniyle tercih sebebi olduğu belirtilmiştir. Luangchana ve ark. (2015), 6 adet insan kadavrası üzerinde yapmış oldukları çalışmada, insan kuru kafası üzerinde belirlenen 48 dişsiz boşluk üzerinde farklı görüntüleme yöntemleriyle vertikal ölçümler yapmışlar ve görüntüleme teknikleri arasında farklılık olup olmadığını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, alt ve üst çenede ölçmek istedikleri referans bölgelerine gutta perka yerleştirip kuru kafaların iki ayrı KIBT cihazından ve bir PR cihazındaki görüntülerini elde etmişlerdir. Farklı iki KIBT cihazı içeren çalışmalarında ilk cihazda iki farklı voksel değerinde, ikinci cihazda üç farklı voksel değerinde ölçüm yapmışlardır. Farklı iki KIBT cihazında, farklı voksel büyüklüklerinde yapılan çekimlerden elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı, çalışmada kullanılan tüm voksel çeşitlerinin implant planlaması için doğru ve kabul edilebilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir. İki farklı KIBT cihazından elde edilen tüm ölçümlerin PR cihazıyla yapılan ölçümlerden daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızın, Luangchana ve ark. (2015)'nin çalışmasına göre en büyük kısıtlılığı, retrospektif olması ve deneklerin kurukafasındaki bölgelerin gerçek boyutuyla KIBT ve PR üzerinde yapılan ölçümlerin karşılaştırılmasının olanaksız olmasıdır. Voksel büyüklüğünün, vertikal ölçüm sonuçlarına doğrudan etki etmediği ve FOV değerinin artmasının hastanın maruz kalacağı radyasyonu arttırdığı düşünülürse, ALARA prensibine göre görüntülenmek

istenen alanı kapsayan en küçük FOV seçeneği altında çekim yapmak hastanın daha az radyasyon dozu almasını sağlayacaktır. Tek kadranı ilgilendiren implant planlamaları için aynı voksel büyüklüğünde FOV alanı küçültülmelidir. Buna karşın, farklı kadransları içeren çoklu diş eksikliklerinde büyük FOV seçeneği kullanılıp hastanın bir defaya mahsus efektif doz alması ve tüm alanların görüntüsünün tek seferde elde edilmesi farklı FOV seçeneği bulunan cihazların avantajları arasında gösterilmektedir. Bizim çalışmamızda kullandığımız KIBT cihazının voksel değeri 0.25 mm³tür.

Literatürde farklı KIBT cihazlarının radyasyon dozlarının bildirildiği çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmaların sonuçları; dentomaksillofasiyal görüntüleme KIBT kullanımının efektif ve soğurulan dozları konvansiyonel veya spiral BT'ye kıyasla önemli oranda azalttığını göstermektedir (Scarfe ve Farman, 2006; Schulze ve ark., 2004). KIBT cihazları, medikal tomografi cihazlarından % 2-5 oranında daha az radyasyon dozuyla işlev görürler (Carter ve ark., 2016). KIBT sistemleri ile gerçekleştirilen işinlamaların 36,9–50,3 µSv arasında efektif doza neden olduğu bildirilmiştir. Bu değer PR için belirlenen efektif doz değerinin 4–15 katına karşılık gelmektedir (Scarfe ve Farman, 2006; Suomalainen ve ark., 2008). Bu nedenle, dişhekimleri tarafından tekrar tekrar KIBT istenmesinden kaynaklanan kümülatif radyasyon dozlarının başta pediatrik hasta popülasyonu olmak üzere baş-boyun bölgesinde olası neoplazmlarda artışa yol açabileceği endişesi radyoloji literatürde giderek artmaktadır (Theodorakou ve ark., 2012). PR'nin KIBT'ye göre avantajı, daha az ekipman gerektirmesi, daha ucuz bir teknik olması ve hastanın maruz kaldığı radyasyonun daha az olmasıdır (Deeb ve ark., 2017).

İmplant planlaması sırasında KIBT gerekliliğine iyi bir klinik muayene sonrasında karar verilmelidir. Kütük ve ark. (2014) nın, implant ameliyatı sonrası hastalarda gelişen nörosensitif şikayetleri değerlendirdikleri çalışmalarında, mandibula arka bölgeye implant uygulanmış hastaların PR görüntüleri üzerinde, implantın apeksi ve mandibular kanal arasındaki mesafe ölçülmüştür. 3608 implantın değerlendirildiği çalışmada, vakaların %0.94'ünde implantın apeksi ile mandibular kanal arasındaki mesafe 1-1.9 mm, %0.39'unda ise 0-0.9 mm olarak ölçülmüştür. Tüm vakalar arasında sadece 0.9 mm'den küçük ölçülen bir vakada kalıcı parestezi geliştiği bildirilmiştir. Bu vakanın PR görüntüsü üzerinde implantın apeksinin mandibular kanalın üst sınır ile temas halinde olduğu belirtilmiştir. PR'nin implant planlaması için güvenli bir yöntem

olduğu ancak bazı sınır vakalarda komplikasyon yaşanmaması KIBT ile planlama yapılması gerektiği bildirilmiştir.

Deeb ve ark. (2017), KIBT'nin her implant vakası için endike olup olmadığını inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Hastaların PR ve KIBT görüntülerin üzerinde, yerleştirmeyi düşündükleri implantın boyunu ve çapını kaydetmişlerdir. Her iki görüntüleme yöntemi için ölçümler yapıldıktan sonra hastaya implant cerrahisi uygulanmış ve uygulanan implantların çap ve boyları kaydedilmiştir. PR zerindeki planlamada öngörülen implant uzunluklarıyla hastaya uygulanan implant uzunlukları arasındaki korelasyonun 0.489 olduğu, KIBT zerindeki planlamada öngörülen implant uzunluklarıyla hastaya uygulanan implant uzunlukları arasındaki korelasyonun 0.822 olduğu tespit edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, implant boyunun ameliyat öncesi belirlenmesinde, KIBT'nin PR'ye göre daha güvenli bir yöntem olduğu belirtilmiştir. Ancak, bu çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi diş kaybı görülen bölgeler farklı gruplar altında değerlendirilmeyip tek bir grup altında değerlendirilmiştir. Bu nedenle, implant planlamasında, hangi bölgelerde hangi görüntüleme tekniğinin daha güvenilir olduğu konusunda değerlendirme yapılmamıştır. KIBT cihazlarının yaydığı radyasyon düzeyinin, PR'ye göre 4-15 kat daha fazla olduğu gösterilmiştir. Bu doz BT'ye göre çok daha az olmasına rağmen, hekimler her hastada her implant planlamasında, KIBT ihtiyacı konusunda şüpheye düşmektedir. Bizim çalışmamızın amacı, KIBT'nin hangi bölgelerdeki implant planlamasında daha gerekli olduğunun tespitine yöneliktir. Çalışmamızın sonucunda PR'nin, st çene arka bölgede KIBT ile daha uyumlu sonuçlar verdiği, ancak mental foramen ve burun tabanı bölgesinde bu uyumun azaldığı tespit edilmiştir. Bu uyumsuzluk, cerraha operasyon sırasında zorluk yaşatabilir ve istenmeyen komplikasyonlara neden olabilir. Buna göre özellikle, bu anatomik bölgelere sınır teşkil edilecek implant boyutu seçerken KIBT cihazının kullanımını daha güvenilir olacaktır. Bu anatomik bölgelerde vertikal kret yüksekliğinin sınırdaki olduğu durumlarda, PR üzerinde ölçülerek tespit edilen 2 mm güvenlik payının hatalı sonuçlar verebileceği akılda tutulmalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Mental foramen bölgesinde, implant planlaması sırasında vertikal boyutun belirlenmesinde, panoramik radyografi konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile düşük tutarlılık gösterdiğinden, ölçümler KIBT ile desteklenmelidir.
2. Üst çene ön bölgede, implant planlaması sırasında vertikal boyutun belirlenmesinde, panoramik radyografi konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile düşük tutarlılık gösterdiğinden, ölçümler KIBT ile desteklenmelidir.
3. Maksilla posterior bölgede, implant planlaması sırasında sinüs bölgesinde vertikal boyutun belirlenmesinde, panoramik radyografi konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile uyumlu sonuçlar gösterdiğinden, ölçümlerde panoramik radyografi güvenle kullanılabilir.
4. Maksilla posterior bölgede sinüs tabanı ve alveoler kret arasındaki mesafe 5 mm ve altında ise, KIBT ve panoramik radyografi arasındaki uyum azalmakta bu nedenle, açık veya kapalı sinüs yükseltme kararı verilirken KIBT daha güvenilir sonuçlar vermektedir.

KAYNAKLAR

- Abrahams JJ. Dental CT Imaging: A Look at the Jaw. *Radiol* 2001;219:334-345.
- Akdeniz BG, Okşan T, Kovanlıkaya I, Genç, I. Evaluation of bone height and bone density by computed tomography and panoramic radiography for implant recipient sites. *J Oral Implantol* 2000;26(2):114-119.
- Anagnostopoulou S, Venieratos D, Spyropoulos N. Classification of Human Maxillar Sinuses according to their Geometric Features. *Anat. Anz.*, Jena 1991;173:121-130.
- Angelopoulos C, Thomas S, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66(10):2130-2135.
- Anon JB, Rontal M, Zinreich SJ. Pré-and Postnasal Morphogenesis of nose and Paranasal Sinuses em Anatomy of the Paranasal Sinuses 1996.
- Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-248.
- Arias-Irimia O, Barona-Dorado C, SantosMarino JA, Martínez-Rodriguez N, MartínezGonzález JM. Meta-analysis of the etiology of odontogenic maxillary sinusitis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;15(1):70-3.
- Ashkinazy LR. Tomography in implantology. *J Oral Implantology* 1982;10(1):100-18.
- Asundi A, Kishen A. Biomechanics of endodontic endosseous implants-a comparative photoelastic evaluation. *Endod Dent Traumatol* 1999;15:83-87.
- Atwood DA. Reduction of residual ridges: A major oral disease entiy. *J Prosthetic Dentistry* 1971;26:266-279.
- Auluck A, Pai KM, Mupparapu M. Multiple mandibular nerve canals: radiographic observations and clinical relevance. Report of 6 cases. *Quintessence Int* 2007;38:781-787.
- Avsever İH. Üçüncü Büyük Azı Dişlerinin Anatomik Oluşumlarla İlişkilerinin Tespitinde Panoramik Radyografi ve Dental Programlı Bilgisayarlı Tomografi Bulgularının Değerlendirilmesi. *Gata Sağlık Bilimleri Enstitüsü Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Doktora Tezi, 2007.*
- Bacut M, Hedesiu M, Bran S, Jacobs R, Nackaerts O, Bacut G. Pre-and postoperative assessment of sinus grafting procedures using cone-beam computed tomography compared with panoramic radiographs. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(5):512-516.

- Bancroft JD, Stevens A. Theory And Practice Of Histological Techniques. Fourth edition, Churchill Livingstone, New York. 1996;309-339.
- Bavitz JB, Harn SD, Hansen CA, Lang M. An anatomical study of mental neurovascular bundle-implant relationships. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:563-567.
- Becker AM, Hwang PH. Surgical Anatomy and Embriology of the Maxillary Sinus and Surrounding Structures. In: Duncavage JA, Becker SS, editors. *The Maxillary Sinus: Medical and Surgical Management*. Thieme. 2010.
- Benson BW, Shetty V. Dental Implants. In: White SC, Pharoah MJ, editors. *Oral Radiology Principles and Interpretation*. St. Louis, Mosby, Elsevier. 2009;597-612.
- Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J. Oral Maxillofac. Surg* 1980;38:613-617.
- Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindstrom J, Rockler B et al. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus, *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42(8):497-505.
- Brånemark PI, Chien S. *The osseointegration book: From calvarium to calcaneus*. Quintessence Publishing Company. 2005.
- Brooks SL. Computed tomography. *Dental clinics of North America* 1993;37:575-590.
- Carranza FA, Newman MG, Takei HH, Klokkevold PR. *Carranza's Clinical Periodontology*. 10th. Edition. Saunders Elsevier, St. Louis. 2006.
- Carter JB, Stone JD, Clark RS, et al: Applications of cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery: An overview of published indications and clinical usage in United States academic centers and oral and maxillofacial surgery practices. *J Oral Maxillofac Surg* 2016;74:668.
- Cavalcanti MG, Yang J, Ruprecht A, Vannier MW. Validation of spiral computed tomography for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol*. 1998;27:329-333.
- Cavicchia F, Bravi F, Petrelli G. Localized augmentation of the maxillary sinus floor through a coronal approach for the placement of implants. *J Period Rest Dent* 2001;21:475-85.
- Cawood JI, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1991;2:75-82.
- Çelik İ, Toraman, M, Mihciöğlü T, Ceritoğlü D. Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J. Dental Sci*. 2007;13:21-28.
- Çetiner S. Bilgisayarlı Tomografinin Oral ve Maksillofasiyal Cerrahideki Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakakültesi Dergisi*. 2000;10:73-78

- Chan HS, Wang HL. Sinus pathology and anatomy in relation to complications in lateral window sinus augmentation. *Implant Dentistry* 2011;20(6):406–412.
- Chang PC, Lang NP ve Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clinical oral implants research*. 2010;21:1:1–12.
- Correa LR, Spin-Neto R, Stavropoulos A, Schropp L, da Silveira HED, Wenzel A. Planning of dental implant size with digital panoramic radiographs, KIBT-generated panoramic images, and KIBT cross-sectional images. *Clin. Oral Impl. Res* 2014;25(6):690-695.
- Dagassan-Berndt DC, Zitzmann NU, Walter C, Schulze RK. Implant treatment planning regarding augmentation procedures: panoramic radiographs vs. cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Impl. Res* 2015;0:1–7.
- Damstra J, Fourie Z, Slater JJH, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1);16-1.
- Davarpanah M, Martinez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F, Michel JF. A prospective multicenter evaluation of 1,583 3i implants: 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:820-828.
- Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF. *Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı*. İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2004.
- Deeb G, Antonos L, Tack S, Carrico C, Laskin D, Deeb JG. Is Cone-Beam Computed Tomography Always Necessary for Dental Implant Placement?. *J Oral Maxillofac Surg* 2017;75(2):285-289.
- Deporter D, Todescan R, Caudry S. Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:476-485
- Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, et al. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: Early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:653-658.
- Derome J. A bit of history and dental histology today. *Promot Dent*. 1973;20:12-8.
- Diyarbakır S, Aydınlioğlu A, Papatya K. Paranasal sinüslerin klinik anatomisi. *Atatürk Diş Hekimliği Dergisi* 1995;5(1):112-116.
- Dubravka KZ, Asja C, Biserka L et al. Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture Wearers *Acta Stomatol Croat*. 2002;36:261-265.
- Dugal R, Gupta AK, Musani SI, Kheur MG. Cone beam computed tomography: A review. *Universal Research Journal of Dentistry* 2011;1(1):30-37.

- Dula K, Mini R, Lambrecht JT, van der Stelt PF, Schneeberger P, Clemens G, Sanderink GCH, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral tomography of the maxilla and mandible prior to endosseous implant treatment. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:123–129.
- Eggers G, Rieker M, Fiebach J, Kress B, Dickhaus H, Hassfeld S. Geometric accuracy of magnetic resonance imaging of the mandibular nerve. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2005;34:285-291.
- Erbengi T. *Histoloji 1.* Ankara, Feryal Matbaası. 1992;89–109.
- Farman AG. Panoramic Radiology in Maxillofacial Trauma. In: *Panoramic Radiology: Seminars on Maxillofacial Imaging and Interpretation.* Springer Berlin Heidelberg 2007;155-166.
- Farman AG, Scarfe WC. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. In *Seminars in Orthodontics.* WB Saunders. 2009;15:1:2-13.
- Finucane BT, Tsui BC, Santora AH. *Anatomy of the airway, Principles of Airway Management.* London, Springer. 2011;21-25.
- Flores-Mir C, Rosenblatt MR, Major PW, Carey JP, Heo G. Measurement accuracy and reliability of tooth length on conventional and KIBT reconstructed panoramic radiographs. *Dental press journal of orthodontics* 2014;19(5):45-53.
- Francois B, Luc H, Emmanuelle L. Bone loss and teeth: *Joint Bone Spine.* 2005;72:215–221.
- Frei C, Buser D, Dula K. Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry. *Clinical oral implants research.* 2004;15(4):490-497.
- Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 10-year clinical prospective study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* 1999;1:75-83.
- Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term Follow-up of Severely Atrophic Edentulous Mandibles Reconstructed with Short Branemark Implants. *Clinical implant dentistry and related research* 2000;2(4):184-189.
- Garg AK. Nasal sinus lift: an innovative technique for implant insertions. *Dent Implantol Update* 1997;8:49–53.
- Gershenson A, Nathan H, Luchansky E. Mental foramen and mental nerve: Changes with age. *Acta Anat (Basel)* 1986;126:21-28.
- Graney D, Rice D. *Anatomy.* In: Cummings, CW Fredrickson, JM, Harker LA, Krause CJ, Richardson MA, Schuller DE. *Otolaryngology, Head & Neck Surgery.* St Louis, Mo: Mosby-Yearbook. 1998.
- Gray CF, Redpath TW, Smith FW, Staff RT. Advanced imaging: Magnetic resonance imaging in implant dentistry. *Clin. Oral Impl. Res.* 2003;14:18-27.

- Grover PS, Lorton L. Bifid mandibular nerve as a possible cause of inadequate anesthesia in the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1983;41:177-179.
- Guerrero ME, Noriega J, Jacobs R. Preoperative implant planning considering alveolar bone grafting needs and complication prediction using panoramic versus KIBT images. *Imaging science in dentistry* 2014;44(3):213-220.
- Guerrero ME, Noriega J, Castro C, Jacobs R. Does cone-beam CT alter treatment plans? Comparison of preoperative implant planning using panoramic versus cone-beam CT images. *Imaging science in dentistry* 2014;44(2):121-128.
- Güzel KG, Meşe A, Dünder B. Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantların tarihçesi. *Türkiye Klinikleri J. Med. Ethics.* 2006;14:41-46.
- Hahn JA. The blade implant. *J Am Dent Assoc.* 1990;121(3):394-402.
- Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:627-637.
- Harorlı E, Yılmaz AB, Akgül HM. Kemiği ilgilendiren diğer lezyonlar, dişhekimliğinde radyolojide temel kavramlar ve radyodiagnostik. 1. Baskı, Atatürk Üniversitesi, Erzurum. 2001;231-232
- Harorlı A, Akgül HM, Dagistan S. Radyasyon fiziği, Dişhekimliği Radyolojisi. 1. Baskı, Erzurum. 2006.
- Harorlı A. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. Nobel Tıp Kitapevleri, Ankara. 2014.
- Howerton WB. Jr, Mora MA. Advancements in Digital Imaging: What is New and on the Horizon? *J Am Dent Assoc* 2008;139:20-24.
- Hu KS, Yun HS, Hur MS, Kwon HJ, Abe S, Kim HJ. Branching patterns and intraosseous course of the mental nerve. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65(11):2288-2294.
- Iacono VJ. Committee on research, science and therapy, the american academy of periodontology. Dental implants in periodontal therapy. *J. Periodontol* 2000;71:1934-1942.
- Ilgüy D, Ilgüy M, Dölekoğlu S, Fişekcioglu E. Evaluation of the posterior superior alveolar artery and the maxillary sinus with KIBT. *Braz Oral Res* 2013;27(5):431-437.
- Jacobs R, Mraiwa N, van Steenberghe D, Gimbals F, Quirynen M. Appearance, location, course, and morphology of the mandibular incisive canal: An assessment on spiral CT scan. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31:322-327.
- Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ et al. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;13:11-45.
- Jovonovic SA. Bone rehabilitation to achieve optimal aesthetics. *Pract Periodont Aesthet Dent.* 1997;9(1):41-52

- Kal Bİ. Dental amaçla kullanılan farklı tomografi cihazlarından absorbe edilen radyasyon dozlarının karşılaştırmalı incelemesi, Ege Üniversitesi, Doktora Tezi, İzmir, 2009.
- Kamburoğlu K. Dental volumetrik tomografi. Ankara Diş hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi. 2007;2:55-60
- Kamburoglu K, Kolsuz E, Kurt H, Kılıç C, Özen T, Paksoy CS. Accuracy of KIBT measurements of a human skull. J Digit Imaging. 2011;24:87–793.
- Kamrun N, Tetsumura A, Nomura Y, Yamaguchi S, Baba O, Nakamura S, Kurabayashi T. Visualization of the superior and inferior borders of the mandibular canal: a comparative study using digital panoramic radiographs and cross-sectional computed tomography images. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology 2013;115(4):550-557.
- Kazanç A. Alt ve üst çenelerin patoloji, travma ve implantoloji yönünden değerlendirilmesinde ortopantomografi ve spiral bilgisayarlı tomografinin kullanılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora Tezi, 2000.
- Khoury F, Antoun H, Missika P. Bone augmentation in oral implantology. Quintessence. 2007.
- Koç C. Temel Rinoloji, Ankara. 2009.
- Kopecka D, Simunek A, Streblov J, Slezak R, Capek L. Measurement of the Interantral Bone in Implant Dentistry Using Panoramic Radiography and Cone Beam Computed Tomography: A Human Radiographic Study. West Indian Med J 2014;63(5):503.
- Kuzmanovic DV, Payne AG, Kieser JA, Dias GJ. Anterior loop of the mental nerve: a morphological and radiographic study. Clin Oral Implants Res 2003;14:464-471.
- Kütük N, Gönen ZB, Yasar MT, Demirbas AE, Alkan A. Reliability of panoramic radiography in determination of neurosensory disturbances related to dental implant placement in posterior mandible. Implant dentistry 2014;23(6):648-652.
- Lawson W, Patel ZM, Lin FY. The development and pathologic processes that influence maxillary sinus pneumatization. The anatomical record 2008;291(11):1554-1563.
- Lazzara RJ, Celletti R, Etienne D, Jansen C, Donath K. Clinical manual of implant dentistry. Oxford University Press, New York. 2004.
- Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence, Chicago. 1985;199-209.
- Lekholm U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. J Prosthet Dent 1998;79:43–48.

- Linkow L. Abutments for full mouth splinting. *J Prosthetic Dent.* 1961;11:920-4.
- Linkow L. Maxillary pterygoid extension implants: the state of the art., *Dent Clin North Am* 1980;24(3):535-51i
- Linkow L. Inferior approach to sinus elevations with sub-antral bone augmentations. *Dentistry Today* 1994;13(6):70-1.
- Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Grondahl K, Grondahl HG. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics.* 2007;103:114-119.
- Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Grondahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:72-79.
- Luangchana P, Pornprasertsuk-Damrongsri S, Kiattavorncharoen S, Jirajariyavej B. Accuracy of linear measurements using cone beam computed tomography and panoramic radiography in dental implant treatment planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(6)
- Luk LC, Pow EH, Li TK, Chow TW. Comparison of ridge mapping and cone beam computed tomography for planning dental implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(1):70-4.
- Mbajjorgu EF, Mawera G, Asala SA, Zivanovic S. Position of the mental foramen in adult black Zimbabwean mandibles: A clinical anatomical study. *Cent Afr J Med* 1998;44:24-30.
- Mısırlıoğlu M., Adışen MZ., Yorubulut S., Yılmaz S. Farklı dijital görüntüleme sistemlerinde yapılan doğrusal ölçümlerin karşılaştırılması. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg* 2012;39(3):103-109.
- Miloğlu Ö. Temporomandibular eklem disfonksiyonu olan hastalardaki kondiller kemik değişikliklerinin internal düzensizlik (disk deplasmanı) ile olan ilişkisinin incelenmesi, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, 2009.
- Miloglu O, Yılmaz AB, Caglayan F. Bilateral bifid mandibular canal: a case report. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:244-246.
- Minsk L, Polson AM, Weisgold A, Rose LF, Sanavi F, Baumgarten H, Listgarten MA. Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 1996;17(9):848-50.
- Misch CE, Judy KWM. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implant* 1987;4(2):7-12.
- Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990;6:23-31.

- Misch CE, Crawford EA. Predictable mandibular nerve location-a clinical zone of safety. *Int J Oral Implantol* 1990;7:37-40.
- Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: a preliminary procedural report. *Int. J. Oral and Maxillofacial Implants* 1995;7:360-366.
- Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. Tokyo, Mosby Inc. 1999.
- Misch CE. Root form surgery in the edentulous mandible: Stage I implant insertion. In: Misch CE, ed. *Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis, The CV Mosby Company. 1999:347-370.
- Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:700-706.
- Misch CE. *Dental implant prosthetics*. 2nd Ed. USA, Mosby Inc. 2005.
- Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *Journal of Periodontology* 2006;77(8):1340-1347.
- Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 3rd Ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences. 2007.
- Mohan R, Singh A, Gundappa M. "Three-dimensional imaging in periodontal diagnosis-Utilization of cone beam computed tomography." *Journal of Indian Society of Periodontology*. 2011;15(1)11.
- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998;8:1558-1564
- Mraiwa N, Jacobs R, Moerman P, et al. Presence and course of the incisive canal in the human mandibular interforaminal region: Two-dimensional imaging versus anatomical observations. *Surg Radiol Anat* 2003;25:416-423.
- Mygind N, Dahl R. Anatomy, physiology and function of the nasal cavities in health and disease. *Advanced drug delivery reviews* 1998;29:3-12.
- Naitoh M, Hiraiwa Y, Aimiya H, et al. Bifid mandibular canal in Japanese. *Implant Dent* 2007;16: 24-32.
- Neiva RF, Gapski R, Wang HL. Morphometric analysis of implant-related anatomy in Caucasian skulls. *J Periodontol* 2004;75:1061-1067.
- Neves FS, Torres MG, Oliveira C, Campos PS, Crusoe-Rebello I. Lingual accessory mental foramen: a report of an extremely rare anatomical variation. *J Oral Sci* 2010;52:501-503.

- Nishikawa K, Suehiro A, Sekine H, Kousuge Y, Wakoh M, Sano T. Is linear distance measured by panoramic radiography reliable? *Oral Radiol* 2010;26:16–9.
- Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(1):79-84.
- Norton MR. The History of Dental Implants. *US Dentistry*. 2006;24-26.
- Orhan K, Aksoy S, Bilecenoglu B, Sakul BU, Paksoy CS. Evaluation of bifid mandibular canals with cone-beam computed tomography in a Turkish adult population: a retrospective study. *Surg Radiol Anat* 2011;33:501-507.
- Ozan O. 3 boyutlu CT destekli bilgisayar programı ile yönlendirilmiş implant destekli protezlerin planlama başarısının değerlendirilmesi. Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2007.
- Pasler AF. *Color Atlas of Dental Medicine: Radiology*, Thieme Medical Publishers, New York. 1993;9-25.
- Pasler FA, Visser H. *Pocket Atlas of Dental Radiology* (1st ed). Thieme, Stuttgart, 2007;139.
- Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012;81:267-271.
- Pedroso LADM, Garcia RR, Leles JLR, Leles CR, Silva MAGS. Impact of cone-beam computed tomography on implant planning and on prediction of implant size. *Braz oral res* 2014;28(1):46-53.
- Pogrel MA, Smith R, Ahani R. Innervation of the mandibular incisors by the mental nerve. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:961-963.
- Polland KE, Munro S, Reford G, et al. The mandibular canal of the edentulous jaw. *Clin Anat* 2001;14: 445-452.
- Prades JM, Asanau A, Timoshenko AP, Faye MB, Martin C. Surgical anatomy of the sphenopalatine foramen and its arterial content. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2008;30:583-587.
- Raghoobar GM, Van Weissenbruch R, Vissink A. Rhino-sinusitis related to endosseous implants extending into the nasal cavity: A case report *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004;33(3):312-314.
- Rothman SLG. *Dental Applications of Computerized Tomography: Surgical Planning for Implant Placement*. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1998.
- Pallanch JF, McCaffrey TM, Kern EB. Evaluation of Nasal Breathing Function with Objective Airway Testing *Otolaryngology Head & Neck Surgery*, Third Edition. Missouri, Mosby–Year Book Inc. 1988;799-832.
- Palmer RM. *Implants in clinical dentistry*. London, Martin Dunitz. 2002:131163.

- Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J*. 2007;40:818-30.
- Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Max Impl* 1997;12:360-370.
- Resnik RR, Kirco L, Misch CE. Diagnostic Imaging and Techniques. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby, Elsevier, Canada. 2008;38-67.
- Ritter L, Lutz J, Neugebauer J, Scheer M, Dreiseidler T, Zinser MJ, Rothamel D, Mischkowski RA. Prevalence of pathologic findings in the maxillary sinus in cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;111(5):634-640.
- Rodoni LR, Glauser R, Feloutzis A, Hammerle CHF. Implants in the posterior maxilla: A comparative clinical and radiologic study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 231-237.
- Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assesment of crown-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Max Impl* 2005;20:69-76.
- Rosen PS, Summers R, Mellado JR, Salkin LM, Shanaman RH, Marks MH, Fugazzotto PA. The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: A multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:853-858.
- Rouas P, Nancy J, Bar D. Identification of double mandibular canals: literature review and three case reports with CT scans and cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2007;36:34-38.
- Rydberg J, Liang Y, Teague SD. Fundamentals of multichannel CT. *Radiologic Clinics of North America*. 2003;41: 465-474.
- Sailer HF. A new method of inserting endosseous implants in totally atrophic maxillae *J Craniomaxillofac Surg* 1989;17(7):299-305
- Sanchis JM, Penarrocha M, Soler F. Bifid mandibular canal. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61:422-424.
- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association*. 2006;72(1):75.
- Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work?. *Dental Clinics of North America*. 2008;52(4):707-730.
- Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. *Oral Implantology*. Thime Medical Pub. Inc., New York. 1991.

- Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J* 1995;45:16-26.
- Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:83-86.
- Schwartz-Arad D, Levin L, Sigal L. Surgical success of intraoral autogenous block onlay bone grafting for alveolar ridge augmentation. *Implant Dentistry* 2005;14:131-138.
- Senem G, Yiğit Ö. Applications of cone beam computerized tomography in endodontics. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2010;27:20717.
- Serhal CB, Jacobs R, Flygare L, Quirynen M, van Steenberghe D. Perioperative validation of localisation of the mental foramen. *Dentomaxillofacial Radiology* 2002;31(1):39-43.
- Sertgöz A. Temel İmplantoloji-Biyomekanik İmplantlar. 2005;4:64-72
- Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4):333-340.
- Sharan A, Madjar D. Maxillary sinus pneumatization following extractions: a radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:48–56.
- Skalak R. Biomechanical consideration in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 1983;49:843-848.
- Smiler DG. Onlay bone grafting to the anterior maxilla: preparation for placement of implants. *Int J Dent Symp* 1994; 2:2–5.
- Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62(5): 567-572.
- Solar P, Ulm C, Frey G, Matejka MA classification of the intraosseous paths of the mental nerve. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:339-344.
- Solar P, Geyerhofer U, Traxler H, Windisch A, Ulm C, Watzek G. Blood supply to the maxillary sinus relevant to sinus floor elevation procedures. *Clinical Oral Implants Research* 1999;10(1):34-44.
- Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clinical Oral Investigation.* 2007;11:101-106.
- Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15(4):240-8.

- Stoppie N, Pattijn V, van Cleynenbreugel T, Wevers M, Vander Sloten J, Ignace N. Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(2):124-33.
- Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res*. 2003;6:31-36.
- Suomalainen A, Vehmas T, Kortnesniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:10–17.
- Şahman H. Mandibuler Kanal ve Mental Foramen Varyasyonlarının Dental Volümetrik Tomografi ile Değerlendirilmesi. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Kayseri, Doktora Tezi, 2012.
- Şakul BU. Baş ve Boyun Topografik Anatomisi. 1. Baskı. Ankara, Anka Üni Basımevi. 1999.
- Tal H, Oelgiesser D, Moses O. Preimplant guided bone regeneration in the anterior maxilla. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997;17:436–447.
- Tatum HJR. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent. Clin. North Am.* 1986;30(2):207-29.
- Tatum OH. Jr. Maxillary implants, *Fla Dentistry J* 1989;60(2):23-7.
- Teixeira ER, Wadamoto M, Akagawa Y, et al. Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: A five-year survival study. *J Prosthet Dent* 1997;78:166-171.
- Theodorakou C, Walker A, Horner K, et al: SEDENTEXCT Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol* 2012;85:153.
- Torres MG, Campos PS, Segundo NP, Navarro M, Crusoe-Rebello I. Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent* 2012;21:150-155.
- Tunalı, B. Multidisipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş. Birinci Baskı. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul. 1996.
- Tuncel E. Klinik Radyoloji, 2. Baskı. Nobel&Güneş Yayınevi, Bursa. 2002;40-51.
- Türker M, Yücetaş S. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Birinci Baskı. Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti., Ankara. 1997.
- Türker M, Yücetaş S. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Üçüncü Baskı. Özyurt Matbaacılık Tic. Ltd. Sti., Ankara. 2004.
- Türkyılmaz I, Tözüm TF ve Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34:10:267–272.

- Uchida Y, Yamashita Y, Goto M, Hanihara T. Measurement of anterior loop length for the mandibular canal and diameter of the mandibular incisive canal to avoid nerve damage when installing endosseous implants in the interforaminal region. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:1772-1779.
- Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP. Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. *Clinical oral implants research* 2008;19(1):81-85.
- Walike JW. Anatomy of the nasal cavities *Otolaryngologic Clinics of North America* 1973;6(3):609-621.
- Wadu SG, Penhall B, Townsend GC. Morphological variability of the human inferior alveolar nerve. *Clin Anat* 1997;10:82-87.
- Watzek G, Ulm CW, Haas R. "Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation." *The sinus bone graft* 1999;35-36.
- Weber AL. History of Head and Neck Radiology: Past, Present, and Future. *Radiology*. 2001;218:15–24.
- Wehrbein H, Diedrich P. Progressive pneumatization of the basal maxillary sinus after extraction and space closure. *Fortschr Kieferorthop* 1992;53:77–83.
- Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Stach RM. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(3).
- Whaites E. *Essentials of Dental Radiography and Radiology* (3rd ed). Churchill Livingstone, London. 2002;153-160
- White SC, Pharoah MJ, *Oral Radiology: Principles and Interpretation* 6th Edition. Mosby, St. Louis. 2009.
- Wilson S, Johns P, Fuller PM. The inferior alveolar and mylohyoid nerves: An anatomic study and relationship to local anesthesia of the anterior mandibular teeth. *J Am Dent Assoc* 1984;108: 350-352.
- Woodbury SC, Hennig TB, Fonseca RJ. Reconstruction of the Edentulous Maxilla. In: Fonseca RJ 1st ed. *Reconstructive and Implant Surgery*, Vol 7. WB. Saunders, Philadelphia, 2000;59–70.
- Worth HM. Normal radiographic appearances of the teeth and jaws and variations within the normal. *Principles and practise of oral radiologic interpretation*. Chicago, Year Book Medical Publishers, Inc. 1963;15-79.
- Wyatt WM. Accessory mandibular canal: literature review and presentation of an additional variant. *Quintessence Int* 1996;27:111-113.
- Wyatt CCL, Pharoah MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int. J. Prosthodont*. 1998;11(5):442-452.

Yang F, Jacobs R, Willems G. Dental age estimation through volume matching of teeth imaged by cone-beam CT. *Forensic Science International*. 2006;159:78-83.

Yosue T, Brooks SL. The appearance of mental foramina on panoramic and periapical radiographs. II. Experimental evaluation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989;68:488-492.





T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU


Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/379-438

15.08.2016

Sayın Doç. Dr. Burcu BAŞ

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz Radyoloji **İmplant cerrahisi öncesi radyografik değerlendirilmede dijital panoramik grafi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi arasındaki uyumun değerlendirilmesi** başlıklı OMÜ KAEK 2016/ 251 Karar nolu çalışması+ Dosya taraması+ Veri kaynakları taraması nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları açısından Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre incelenmiş ve etik açıdan bir sakınca olmadığına, çalışmanın süresi 6 ayı geçerse 6 aylık bildirimlerinin yapılmasına, çalışma tamamlandıktan sonra sonucunun tarafımıza en geç üç(3) ay içerisinde bildirilmesine 23.06.2016 tarihli Etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.


Doç. Dr. Emine ŞENTUNÇ
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkan Yrd.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Haluk Yener ÜNSAL

Doğum Yeri : Kadıköy

Doğum Tarihi : 24. 01. 1988

Bildiği Yabancı Diller : İngilizce

Eğitim Durumu : Lisans (2007-2012)
Selçuk Üniversitesi
Dişhekimliği Fakültesi

Çalıştığı Kurum : Ondokuz Mayıs Üniversitesi,
Dişhekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD.

E-posta : drhalukunsal@gmail.com