



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**MANDİBULAR KORTİKAL POROZİTENİN
YAŞA BAĞLI DEĞİŞİMİNİN KONİK IŞINLI
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ayşenur BAKAL

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ

TRABZON-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**MANDİBULAR KORTİKAL PÖRÖZİTENİN
YAŞA BAĞLI DEĞİŞİMİNİN KONİK IŞINLI
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ayşenur BAKAL
ORCID: 0009-0006-3257-7607

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ
ORCID: 0000-0002-3978-2113

TRABZON-2024

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı öğrencisi Ayşenur BAKAL'ın hazırladığı “Mandibular Kortikal Porozitenin Yaşa Bağlı Değişiminin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi” başlıklı çalışma Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 12.06.2024

Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ
(Danışman)

Doç. Dr. Dilara Nil GÜNAÇAR

Dr. Öğr. Üyesi Senem Tuğra DÖNMEZ

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Dekan

2024

TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

12.06.2024

Ayşenur BAKAL

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bu tez çalışmasının hazırlanmasına kadar geçen süreçte değerli katkılarından ve desteğinden dolayı Anabilim Dalı başkanım ve danışmanım Sayın Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ'a,

Çalışma sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesindeki katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Çalışmanın yönlendirilmesinde katkılarda bulunan ve aynı zamanda tez izleme jüri üyesi olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Senem Tuğra DÖNMEZ'e,

Uzmanlık öğrenimim boyunca gösterdikleri anlayış ve destek için Karadeniz Teknik Üniversitesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı çalışanlarına ve asistan arkadaşım Arş. Gör. Dt. Sezen İlayda İLKUL'a,

Bugünlere gelmemde maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim sevgili babam Ahmet Hamdi BAKAL'a, sevgili annem Hamide BAKAL'a, canım ablalarım Dr. Havva BAKAL ve Dr. Fatma BAKAL GÜMÜŞ'e, canım kardeşim Kübra BAKAL'a ve kalbimi ısıtan yeğenim Mehmet Tuna GÜMÜŞ'e

Teşekkürlerimi sunarım.

Araş. Gör. Dt. Ayşenur BAKAL

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

viii

ŞEKİLLER DİZİNİ

ix

RESİMLER DİZİNİ

x

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xi

ÖZET

xii

ABSTRACT

xiii

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

2

2.1. Kemik Yapısı

2

2.2. Osteoporotik Değişikler

4

2.2.1. Osteoporotik Değişiklerin Etyolojisi

6

2.2.2. Osteoporotik Değişiklerin Tanısı

9

2.2.2.1. Osteoporotik Değişiklerin Tanısında Görüntüleme Yöntemleri

10

2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

14

2.3.1. Tarihçe

15

2.3.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları

16

2.3.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları	17
2.3.4. KIBT'ın Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları	19
2.4. Osteoporotik Değişiklerin Mandibular Kemiğe Etkisi	22
2.5. Kortikal Porozite	23
2.6. Mandibular Kemikte Yapılmış Analizler	25
2.7. Cavalieri Prensibi	29
3. GEREÇ ve YÖNTEM	31
3.1. Hasta Grubunun Belirlenmesi	31
3.2. KIBT Görüntüleri Üzerinde Kesitlerin Hazırlanması	32
3.3. KIBT Görüntüleri Üzerinde Yapılan Alan Ölçümlerinin Hesaplanması	33
3.4. İstatistiksel Analiz	36
4. BULGULAR	37
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	42
6. KAYNAKLAR	47
EKLER	62
EK 1. Etik Kurul Onayı	62
ÖZGEÇMİŞ	65

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Kortikal ve trabeküler kemik arasındaki farklılıklar	3
Tablo 2.	Elde edilen veriler	38
Tablo 3.	Gözlemci içi ve gözlemciler arası ölçümler sonucu elde edilen veriler	39
Tablo 4.	Gözlemci içi korelasyon	39
Tablo 5.	Gözlemciler arası korelasyon	39
Tablo 6.	Trabeküler alan ortalaması için gruplar arası istatistiksel analiz	40
Tablo 7.	Tüm alan ortalaması için gruplar arası istatistiksel analiz	40
Tablo 8.	Oran için gruplar arası istatistiksel analiz	40
Tablo 9.	1. grup için korelasyon analizi	41
Tablo 10.	2. grup için korelasyon analizi	41
Tablo 11.	3. grup için korelasyon analizi	41

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Trabeküler ve kortikal kemikte temel çok hücreli birim	5
Şekil 2. Klemetti indeksi	27



RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	78 yaşındaki kadın hastanın anterior femur orta shaftından kortikal kemiğin konfokal mikroskopik görüntüsü	24
Resim 2.	27 yaşındaki bir hastaya ait numunenin kortikal kemiği ve endokortikal yüzeyi	25
Resim 3.	Panoramik radyografiden mandibular bazise ait kesitler	27
Resim 4.	İndeksler	29
Resim 5.	Planimetri ve nokta sayımı yöntemi.	30
Resim 6.	Aynı hastadan alınan 3 farklı kesite ait görüntü	32
Resim 7.	KIBT ile elde edilen kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması	33
Resim 8.	Trabeküler alan ölçümünde farklılık barındıran bir hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması	33
Resim 9.	Trabeküler alan ölçümünde farklılık barındıran bir diğer hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması.	34
Resim 10.	Trabeküler alan ölçümünde yoğun kortikasyon sebebiyle trabeküler kemiğe ait alanların ayrı ayrı ölçülüp daha sonra toplandığı bir hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması.	34
Resim 11.	Trabeküler alan ölçümünde yoğun kortikasyon sebebiyle trabeküler kemiğe ait alanların ayrı ayrı ölçülüp daha sonra toplandığı bir diğer hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması	35
Resim 12.	İdiopatik osteoskleroza olduğu için çalışma dışı bırakılan bir hastaya ait kesit görüntüsü	36

KISALTMALAR DİZİNİ

Kısaltmalar

BMU	Temel çok hücreli birim
CDA	Kanada Diş Hekimleri Birliği
DEXA	Dual enerji X-ray absorbsiyometri
DFA	Dual foton absorbsiyometri
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FDA	Gıda ve İlaç Dairesi
FOV	Field-of-view, görüntüleme alanı
HU	Hounsfield birimi
IL-1 ve 6	İnterlökin 1 ve 6
KIBT	Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
KMY	Kemik mineral yoğunluğu
M-CSF	Makrofaj koloni stimülan faktör
RA	Radyografik absorbsiyometri
RANKL	Nükleer faktör kappaB ligandının reseptör aktivatörü
SFA	Single foton absorbsiyometri
SSF	Scanning slit fluorografi
SXA	Single enerji X-ray absorbsiyometri
TNF	Tümör nekroz faktörü
QCT	Kantitatif bilgisayarlı tomografi
QMR	Kantitatif manyetik rezonans
QUS	Kantitatif ultrason

ÖZET

Mandibular Kortikal Porozitenin Yaşa Bağlı Değişiminin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı mandibular kortikal porozitenin yaşa bağlı değişikliklerini konik ışınlı bilgisayarlı tomografi kesit görüntüleri üzerinde kantitatif olarak değerlendirmektir.

Çalışmada, genç, orta ve ileri yaşlı olmak üzere 3 farklı yaş grubuna ayrılan 120 erkek hastaya ait konik ışınlı bilgisayarlı tomografi verileri kullanıldı. Açılı koranal görüntülerde: dişli hastalarda mental foramenin distali, 5 ve 6 numaralı dişlerin arası ve 7 numaralı dişin distali; dişsiz hastalarda mental foramenin distali, bu kesitten sonraki 10. milimetre ve 22. milimetre olmak üzere üçer kesit alındı. Planimetri metodu ile kesitlerdeki trabeküler alan ve tüm alan ölçümleri yapıldı. İstatistikler analizlerde SPSS for Windows 17.0 (İllinois, London) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov Smirnov testi ile gerçekleştirildi. Tanımlayıcı istatistikler ortanca, minimum-maksimum değerleri ve ayrıca ortalama ve standart sapma değerleri olarak verildi. Gözlemciler arası ve gözlemci için uyum katsayıları sınıf korelasyon katsayıları olarak hesaplandı. Yaş grupları arasındaki istatistiksel farklılıklar Kruskal Wallis, Mann Whitney U testi ve Bonferroni düzeltmesi ile analiz edildi. Korelasyon analizi Spearman korelasyon testi ile gerçekleştirildi. $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Sonuçlar, genç ve ileri yaşlı grubun ölçüm verileri kıyaslandığında, trabeküler alan ortalamaları arasında anlamlı fark olduğunu; orta yaşlı ve ileri yaşlı grubun ölçüm verileri kıyaslandığında trabeküler alan ortalamaları ve tüm alan ortalamaları arasında anlamlı fark olmadığını gösterdi. Tüm gruplarda tüm alanın trabeküler alana oranında ise anlamlı bir fark bulunmadı. Bu sonuçlara göre, yaş ile kortikal porozite arasında korelasyon yoktur.

Anahtar kelimeler: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, Kortikal Kemik, Porozite

Keywords: Cone-Beam Computed Tomography, Cortical Bone, porosity

ABSTRACT

Evaluation of the Age-Related Changes of Mandible Cortical Porosity by Cone Beam Computerized Tomography

The aim of this study was to investigate whether mandibular cortical porosity changes with age using cone beam computed tomography images.

In the study, cone beam computed tomography data of 120 male patients divided into 3 different age groups as young, middle-aged and elderly were used. In angled coronal images: distal to the mental foramen, between second premolar teeth and first molar teeth, distal to second molar teeth in patients with teeth; distal to the mental foramen, 10 millimeter and 22 millimeter after this section in patients without teeth. Trabecular area and total area measurements were made by using the Cavalieri principle, a stereological method, with the planimetry method. SPSS for Windows 17.0 (Illinois, London) program was used for statistical analyses. The conformity of the data to normal distribution was analysed by Kolmogorov Smirnov test. Descriptive statistics were given as median, minimum-maximum values as well as mean and standard deviation values. Interobserver and intraobserver agreement coefficients were calculated as class correlation coefficients. Statistical differences between age groups were analysed by Kruskal Wallis, Mann Whitney U test and Bonferroni correction. Correlation analysis was performed by Spearman correlation test. $p < 0.05$ was considered statistically significant.

The results showed that there was a significant difference in trabecular mean and whole-area mean between the young and elderly group and there was no significant difference in trabecular mean and whole-area mean between middle-aged and elderly group. Also, there was no significant difference in the ratios in all groups.

According to these results, there is no correlation between age and cortical porosity.

Keywords: Cone-Beam Computed Tomography, Cortical Bone, porosity

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kemik dokusunun anatomisini ve fizyolojisini bilmek; kemik dokuda meydana gelen değişikliklerin fizyolojik mi yoksa patolojik mi olduğu ayırımına varmak, diş hekimliği pratiğinde yüksek öneme sahiptir. Çünkü doğru ve gerekli tedavi planlaması oluşturma'nın ilk basamağı doğru tanı koymaktır.

Harici uyaranlara yeniden şekillenme prosedürü ile yanıt verme yeteneğine sahip olan kemik, kortikal kemik ve trabeküler kemik olmak üzere iki komponentten oluşur (1–3). Kortikal ve trabeküler komponentler kendilerine has özellikleri sayesinde kemik dokunun devamlılığını sağlarlar. Bu özelliklerden bir tanesi yapısal olarak bünyelerinde barındırdıkları porozitedir.

Kortikal kemiğe ait porozite anatomik ya da patolojik olabilir. Anatomik olarak içerdiği porozite trabeküler kemikle devamlıdır. Patolojik porozite ise özellikle endosteal yüzeyde meydana gelir ve kortikal kemiğin kuvvete karşı gösterdiği direnci etkiler (4). Bu patolojik durum multifaktöriyel etyolojisine rağmen yaşa bağlı olarak meydana geldiyse çoğunlukla intrakortikal yeniden şekillenme sürecindeki dengesizlikten kaynaklanır ve yaşla yıkım oranı arasında doğru orantı bulunur (5).

Kemiğe ait değişikliklerin objektif olarak değerlendirilebilmesi için kullanılan görüntüleme yöntemlerinden bir tanesi konik ışınlı bilgisayarlı tomografidir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, diş hekimliği alanında ilk kez 1997 yılında kullanılmıştır (6, 7). Dentomaksillofasiyal bölgeye özel olarak tasarlanmış ilk cihaz ise 1999 yılında tanıtılmıştır (8). KIBT kullanımının yaygınlaşmasını sağlayan önemli avantajlar mevcuttur. Bu avantajlar konvansiyonel bilgisayarlı tomografi cihazına göre düşük maliyet (9), fiziki olarak küçük boyut, ayarlanabilir görüntüleme alanı (FOV) (10) ve en önemlisi düşük radyasyon dozunu korurken, tek bir taramada üç düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) kesitsel ve üç boyutlu rekonstrüksiyona dayalı veri setleri sağlamak şeklinde sıralanabilir (11). Diş hekimliğinde konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin sık kullanıldığı göz önüne alındığında patolojik olarak meydana gelmiş kortikal porozitenin bu görüntüleme tekniği üzerinden tanınması ve özelliklerinin bilinmesi önemli hale gelmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı; mandibular kortikal porozitenin çoğu açıdan önemini vurgulamak ve kemikte yaşa bağlı meydana gelen değişikliklerin bir belirteci olup olmadığını konik ışınlı bilgisayarlı tomografi kesit görüntüleri üzerinde değerlendirmektir. Hipotezimiz yaşla artmış kortikal porozitenin korele olduğu yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Yapısı

Kemikler, histolojik açıdan eksojen talebe yanıt olarak yeniden şekillenebilen oldukça gelişmiş bir bağ dokularıdır. Osteoid olarak bilinen kolajenden zengin bir sıvı salgılayan osteoblastlar, kemik oluşumundan sorumlu birincil hücrelerdir. Osteon ise kemiğin fonksiyonel ünitesidir. Osteositler genellikle osteondaki Havers kanalı etrafında eş merkezli olarak gruplandırılmış lakunalarda bulunur (1).

Kemik dokusu organik ve inorganik bileşenlerden oluşur. Organik komponentler kemiğin mukavemetini sağlayacak olan mineraller için gerekli ortamı sunarlar ve organik matriks adı verilen kemiğin ana kısmını oluştururlar. İnorganik komponentler ise fosfat, sodyum, florür, potasyum, kalsiyum, magnezyum gibi elementlerdir. Kalsiyum elementi ve fosfat elementi hidroksiapatit kristalleri şeklindedir (12, 13). Pluripotent mezenkimal kök hücreler, ilerleyen zamanda osteosit haline gelecek olan osteoblastları oluşturur (14). Osteoblastlar yeni kemik matrisini sentezlenmesinde görevli hücrelerdir (15). Osteoblastlar, organik protokolajen öncüllüğünde sentezlenip daha sonra kolajene dönüşen tip-I kolajen lifleri üreterek kemik oluşturur. Bu lifler, ağırlıkça kemiğin üçte ikisini oluşturan inorganik bir mineral olan hidroksiapatiti $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ bağlar (16). Proteoglikanlar, lipitler ve büyüme faktörleri de organik matriksi oluşturan diğer elemanlardır (17). Kemiğin inorganik bileşenleri basınç dayanımı ve sağlamlık sağlarken, organik bileşenleri esneklik ve gerilme kuvvetlerine karşı direnç sağlar (18). Kemikte organik matrisin inorganik matrise oranı azalırsa kemik rijitleşir ve kırılmaya karşı direnci azalır aksine bu oran artarsa kemik daha gözenekli bir hale gelir. Yaş almayla birlikte inorganik matriksin kompozisyonunda değişiklikler izlenebilir: kalsiyum ve karbonatta artış izlenirken fosfat, magnezyum ve suda azalma izlenir. Bu durumun bir sonucu olarak kalsiyumun fosfata oranı giderek yükselir. Bu oranın kemiklerdeki ortalama değeri 1.67'dir (17). Remodeling sırasında osteosit apoptozu, osteoklast oluşumunu aktive etmek için kemik iliği osteoblastlarına sinyaller gönderir. Osteoklastlar, kemik rezorpsiyonunu başlatan myeloid kaynaklı hücrelerdir (14). Kemik kütlesi maksimum değerine otuzlu yaşlarda ulaşır bundan sonra kemik üretiminde düşüş ve kemik bozunmasında artış izlenir. Yıkım paternindeki bu artış yaşam boyunca devam eder. Kemik kütlesinde izlenen bu düşüş erkeklerde ortalama bir değer olarak %20–30 iken kadınlarda ise bu değer %45–65 civarındadır (12, 19).

Kemik makroskopik pencerede kortikal kemik ve trabeküler kemik olarak iki alt türe ayrılır (2, 3).

- Trabeküler kemik: toplam iskeletsel kemik kütlesinin %20'sini oluşturur, ancak kortikal kemiğin yüzey hacim oranının on katına sahiptir. %50-90 porozite içerir (18, 20–22). Porozite, kemiğin esas dokusu haricinde yer kaplayan kemiğin hacim fraksiyonudur. Trabeküler porozite, intertrabeküler ilik boşluklarından kaynaklanır (23). Trabeküler kemik üzerine gelen kuvvetteki değişikliklere 8 kat daha hızlı tepki göstererek kendisini çok daha dinamik bir yapı haline getirir (20).
- Kortikal kemik: toplam iskeletsel kemik kütlesinin %80'ini oluşturur ve trabeküler kemiğe kıyasla çok daha kuvvetlidir. Bükülme kuvvetine, torsiyona ve kompresyona karşı çok daha dirençlidir. Sadece 10% porozite içerir (18, 20–22). Kortikal porozite, karmaşık bir intrakortikal kanallar ve boşluklar ağından kaynaklanır. Mevcut boşluklar osteositler, kanalikül ve kan damarlarını barındırır (20). Porozite ile kemik kuvveti ve sertliği gibi çeşitli mekanik özellikler arasında ters orantı vardır (23) ve bu da bir yapı olarak kemiğin bütünlüğünü ve dayanımını doğrudan ve dolaylı olarak etkileyebilir (3).

Bununla beraber kortikal ve trabeküler kemiğin yüzdesel oranı, kemikler arasında büyük farklılıklar gösterir. Örneğin; ulna %92 kortikal ve %8 trabeküler kemikten oluşurken, tipik vertebra %62 kortikal ve %38 trabeküler kemikten oluşur (18).

Kortikal ve trabeküler kemik arasındaki farklılıklar Tablo1 de gösterilmiştir (24).

Tablo 1. Kortikal ve trabeküler kemik arasındaki farklılıklar

	Kortikal	Trabeküler
İskeletsel Kütle	%80	%20
Kemik Yüzeyi	%33	%67
Yüzey/hacim oranı (mm ² /mm ³)	20	2.5
Porozite	Düşük	Yüksek
Kemik iliği	Yağlı	Hematopoetik
Osteoformasyon	İntramembranöz	Endokondral
Turnover hızı	Yavaş	Hızlı
Fonksiyon	Biyomekanik olarak koruyucu ve destekleyici	Homeostaz ve destekleyici

2.2 Osteoporotik Değişikler

Kemikte fizyolojik remodeling yani yeniden şekillenme osteoblast, T lenfositler, osteoklast, osteosit ve makrofaj gibi değişik hücre grupları arasında meydana gelen kompleks etkileşimlerle düzenlenen dinamik bir süreçtir (25). Bu yeniden şekillenme süreci, osteoblast ve osteoklastların birbiriyle uyum içerisinde ve belli bir düzende çalışmasıyla yürütülür ve süreç temel çok hücreli birim (BMU) olarak adlandırılan ünite meydana gelir (26). Bu süreç koordinasyon içerisindeki dört adımdan oluşur: osteoklast progenitörlerinin dolaşımdan hasarlı kemik yüzeyine alındığı aktivasyon fazı; olgun osteoklastların hasarlı kemiği yıkıma uğrattığı rezorpsiyon fazı; osteoklastların öldüğü ve osteoblast progenitörlerinin alındığı reversal fazı; olgun hale gelmiş olan osteoblastların osteoid yani yeni kemik matrisi ürettiği ve bu matrisin mineralize edildiği formasyon ve mineralizasyon fazı (27, 28).

Aktivasyon Fazı: osteoklastojenik faktörlerden olan RANKL ve M-CSF etkisi altında, belirlenmiş olan kemik yüzey alanlarına hematopoetik stem hücreler toplanır ve bu hücreler kemik rezorpsiyonunu başlatan olgun osteoklastlara farklılaşır (29). Yeniden şekillenecek bölgede, osteoblastlar, osteositler ve osteoklast öncülleri temel çok hücreli birimler oluşturmak üzere gruplanır (30).

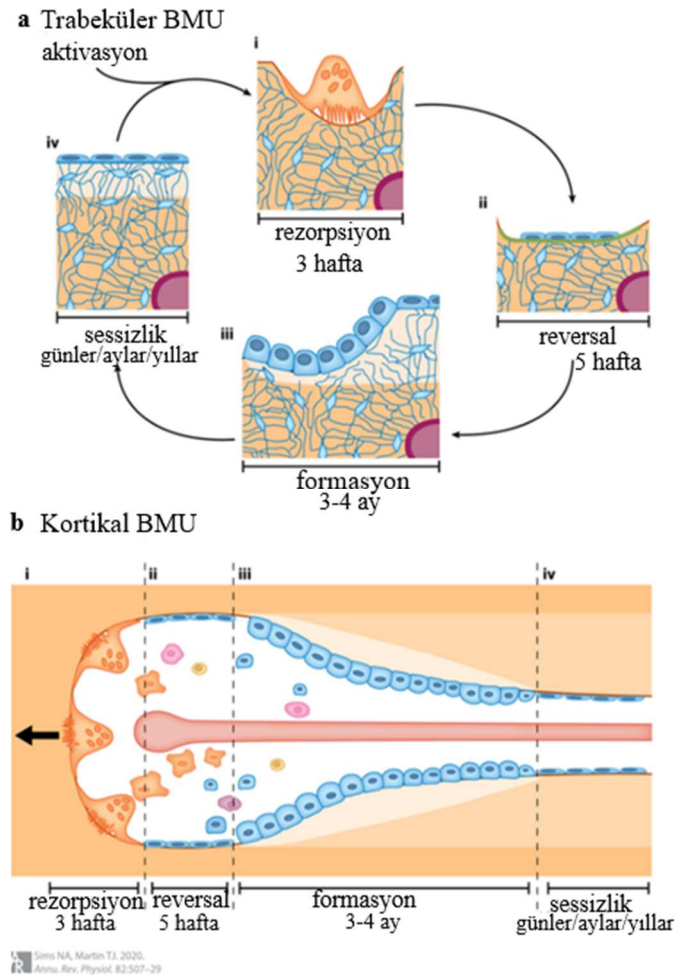
Rezorpsiyon Fazı: yaklaşık 2 ila 4 hafta kadar sürer. Osteoklastlar, hidroksiapatit kristallerini çözebilmek için ortam pH'ını 4,5'e kadar indiren hidrojen iyonlarını salgılar. Kemik organik matriksini çözebilmek için matriks metaloproteinaz, katepsin K gibi diğer enzimler de yine osteoklastlardan salgınır. Osteoklastlar apoptoza uğradığında rezorpsiyon fazı sona erer (31).

Reversal Faz: osteositlerden salınan sinyaller, reabsorbe matristen salınan büyüme faktörleri, osteoklastlardan ve preosteoklast öncesi membranlardan salınan çözünebilir ürünler gibi bir dizi molekül; monositler, osteositler ve pre-osteoblastları ortama çeker. Daha sonra preosteoblastlar farklılaşarak osteoblastlara dönüşür (30).

Formasyon ve Mineralizasyon Fazı: Osteoblastlar, osteoid (yeni kemik matrisi) oluşturmak için tip I kolajen salgılayarak lameller kemikte kontrplak benzeri bir yapı oluşturur (30). Bu yeni matris yavaş yavaş mineralize olarak yeni kemiği şekillendirir. Trabeküler kemikte matriks kalsifikasyonunun tamamlanması 90 güne kadar sürebilirken, kortikal kemikte ~130 gün sürer (31). Osteoblastların %50 ila %70'i kemik oluşumu tamamlandıktan sonra apoptoza uğrar ve geri kalanlar osteositler veya kemik astar hücreleri

(bone lining cell) haline gelir. Kemik astarı hücreleri, uygun uyaran altında osteoblastlara yeniden farklılaşma yeteneğini korur (32).

Kemiğin kortikal kısmında meydana gelen remodeling süreci hem periosteal hem de endokortikal yüzeylerde hem de intrakortikal yani kompakt kortikal kemik içinde meydana gelir (28). Kortikal kemikteki remodeling trabeküler kemiğe göre daha hızlıdır (25) ve aralarındaki yapısal farklılıklar belirgin olmasına karşın çalışma sırası ve ilkeleri aynıdır (33). Trabeküler kemik toplam iskeletsel kemik kütesinin sadece %20'sini oluşturmalarına rağmen, kemik remodeling aktivitesinin %80'inin bu makro yapıda gerçekleştiği tahmin edilmektedir (34).



Şekil 1. Trabeküler ve kortikal kemikte temel çok hücreli birim. (a) Trabeküler kemikte BMU kemik yüzeyinde bulunur ve bu yüzeydeki hücreler zamanla değişir. (i) Aktivasyondan sonra osteoklastlar kemiği rezorbe eder. Bunu reversal aşaması izler (ii) Osteoblast hücreleri, kemik oluşumu için kemik yüzeyine hizalanır. (iii) ve osteoklastın bıraktığı çukur yeniden doldurulana kadar yeni matris oluşumu devam eder. (iv) bunu

takiben, matris mineral tahakkuk etmeye devam eder. (b) Kortikal kemik içindeki BMU'lar bir osteon içinde bulunur. (i) Osteoklastlar, merkezi bir kan damarı ile kemiğe invaze olarak tünel şeklinde bir defekt oluşturur. (ii) Osteoblast hücreleri, yeniden şekillenme fazında kemik yüzeyini kaplar (iii) Bunu, merkezi kanalı yeni osteoid ile dolduran farklılaşmış, matris üreten osteoblastlar takip eder. Bu osteoid yavaş yavaş mineralize olur (33).

Remodeling döngüsünde artan osteoklastik aktivite, trabeküler kemikte trabekül perforasyonuna, trabekül kaybına ve trabekülasyonda incelmeye; kortikal kemikte, porozite artışına yani osteoporotik değişikliğe, kortikal genişlikte azalmaya ve muhtemelen kemik gücünün azalmasına neden olur (18). Yüzey yeniden şekillenmesinden uzak, daha yaşlı, daha mineralize interstisyel kemik mikro hasara uğrarken, daha yüzeysel kemiğin yerini daha genç, daha az mineralize kemik alır ve bu durum kemik sertliğinde azalmaya sebebiyet verir.

Remodeling pik kemik kütlesine ulaşıldıktan sonra dengeye ulaşır ve yaşa bağlı kemik kaybı başlayana kadar on ya da yirmi yıl boyunca mevcut kemik kütlesi stabil kalır. Yaşa bağlı kemik kaybı, rezorbtif aktivitedeki artışlardan ve yeni kemik formasyonundaki azalmadan kaynaklanır (35). Yaş almayla birlikte trabeküler kemik miktarında azalma sonucu kortikal kemikteki yeniden şekillenmenin önemi göreceli olarak artar (34).

2.2.1. Osteoporotik Değişiklerin Etiyolojisi

Primer osteoporoz, temel olarak yaş alma ve azalan seks hormonlarıyla ilgilidir. Kemikler mikro mimaride bozulma gösterir, bu da kemik mineral yoğunluğunun kaybına neden olur (36). Bununla beraber sekonder osteoporoz, sistemik hastalık veya farmakolojik müdahalenin bir sonucudur ve etiyolojisi şunları içerir (27, 37):

- Yapısal ve genetik faktörler (yaş, cinsiyet, beyaz ırktan olma, kemik kütlesinde azlık, erken ya da prematür menopoz)
- Yaşam tarzı ve beslenme alışkanlıkları (hareketsiz yaşam, D vitamini ve kalsiyum açısından yetersiz beslenme)
- Tıbbi durumlar (ilaç kullanımı, immobilizasyon, amenore)
- Kişiyle alakalı ve çevresel faktörler (normal yürümede değişiklik ve denge problemleri, sedatizan ajanların kullanımı, kas gücünde kayıp)
- Endokrin sistem hastalıkları (akromegali, adrenal yetmezlik, Cushing sendromu, diyabet, hipertiroidizm, hiperparatiroidizm, hiperprolaktinemi, hipogonadizm, yeme bozuklukları ve endometriozis).

- Bağ dokusu hastalıkları (Örneğin romatoid artrit ve ankilozan spondilit).
- Osteogenezis imperfekta, homosistinura, hipofosfatazi dahil genetik hastalıklar
- Glukokortikoidler, antiepileptikler, antikoagölanlar, kemoterapi, gonadotropik salgılayan hormon agonistleri / antagonistleri ve immünosupresanlar dahil ilaçlar.
- Böbrek ve karaciğer hastalıkları dahil metabolik bozukluklar.
- Gastrointestinal hastalıklar ve beslenme bozuklukları (Örneğin parenteral beslenme, gastrektomi veya gastrik bypass sonrası emilim bozukluğu, anoreksia, pankreas yetmezliği, inflamatuvar bağırsak hastalığı, çölyak, kronik kolestatik hastalık, primer biliyer kolanjit)
- Kemik iliği bozuklukları (Örneğin miyelom, anemi)
- Multipl skleroz, konjenital porfiri, kronik obstrüktif akciğer hastalığı, idiyopatik hiperkalsiüri, idiyopatik skolyoz, kalsiyum eksikliği.

Kemik kütlesi değişiklikleri ve kırık ihtimali için en etkili faktörler yaşı, cinsiyet ve ırktır (38).

Glukokortikoidler osteoklastları direkt uyarabilmeleri sonucu kemik yıkımını arttırabilirler ayrıca osteoblastları da etkileyerek kemiğin organik komponenti olan kolajen sentezini engellerler ve fonksiyonel osteoblastların öncülü olan osteoprojenitör hücrelerin dönüşümünü azaltabilirler. Ayrıca bağırsaklardan kalsiyum emilimini engelleyebilirler (39). Uzun süreli heparin kullanımı da kemik yıkımında artışa sebebiyet verebilir.

Kemik döngüsünde hızlanmaya sebebiyet veren hormonlardan biri paratiroid hormondur. Hiperparatiroidizm durumunda yapıma oranla artan yıkım, sonuçta kemik kaybına sebebiyet verir. Paratiroid hormonun osteoklastları uyarıcı etkisi, kortikal kemikte trabeküler kemiğe kıyasla daha belirgin izlenir (40).

Kemik döngüsünde hızlanmaya sebebiyet veren hormonlardan bir diğeri de tiroit hormonudur. Hipertiroidizm hem osteoklast hem osteoblastik aktiviteyi arttırır ancak osteoklastların aktivitesini yaklaşık 30 kat arttırdığı için yıkım oranı artar. Kortikal kemikte porozite artar, kompakt ve süngerimsi kemik kütlesinde azalma izlenir. Hipertiroidinin bu etkisi kortikal kemikte daha belirgin izlenir (41).

Hipogonadizmde yani östrojen ya da testosteron yetersizliğinde osteoklast aktivitesinde artış sebebiyle yıkım alanlarının derinliği artar, osteoblastların yeni kemik oluşturma yeteneği azalır ve yapımla yıkım arasındaki denge bozulur. Östrojen eksikliği

durumunda, idrarla kalsiyum atılımı artar, bağırsaktan kalsiyum tutulumu azalır, kemikte paratiroid hormona yanıt artar, böbrekte paratiroid hormona yanıt azalır. Testosteron yetersizliğinde kemik döngüsünde görülen hızlanma sonucu kemikte kayıp artar. Yetişkin bir erkek hastada izlenen osteoporozun etiyolojisinde ilk sırada sıklıkla hipogonadizm yer alır (42).

Uzun süreli immobilizasyona yol açabilecek herhangi bir hastalık da sekonder osteoporoza neden olabilir. Erkeklerde sekonder osteoporoz görülme olasılığı kadınlardan çok daha yüksektir (36).

Osteoporoz için diğer risk faktörleri arasında, 58 kilonun altındaki vücut ağırlığı, sigara içme, alkol kullanımı, ailede osteoporoz öyküsü ve Asya ırkı sayılabilir (43, 44).

Sigara kullanımının kemik üzerinde toksik etkileri sonucu çoğu çalışmada aktif sigara içicilerde kemik kütlesi daha düşük ve kemik kaybı daha yüksek miktarda izlenmiştir. Yüksek miktarda alkol tüketimi ise kalsiyum emilimi azaltırken atılımını artırır (38).

Osteoporotik değişikliklere sebebiyet verecek çok sayıda etmen olsa da remodeling sırasında formasyona göre artan rezorpsiyon aktivitesi altta yatan yaygın patofizyolojik mekanizmadır (45). Özellikle de pro-inflamatuar sitokinlerde (TNF, IL-1 ve IL-6) görülen artış osteoklastların sayısını ve aktivitesini artırır. Ayrıca remodeling döngüsündeki bu dengesizliğe ek olarak yaşlanmayla birlikte, böbrek fonksiyonlarında da görülebilen herhangi bir bozukluk, 25 D'nin 1.25 D'ye aktivasyonun yapılamamasına ve buna bağlı olarak gastrointestinal kanaldan emilen kalsiyum miktarını azalmasına neden olur. Bu durumda oluşan negatif kalsiyum dengesi, artan osteoklastik aktivasyonla tolere edilmeye çalışılır (46). İskelet sisteminde artan rezorbtif aktivite yapısal bozulmaya sebebiyet verir (45).

Osteoporoz ilk aşamalarda, yüzey alanının daha geniş olması nedeniyle daha çok trabeküler kemiği etkilerken sonraki aşamalarda kortikal kemiği de etkiler (47, 48). Mikroskobik olarak osteoklastik kemik rezorpsiyon bölgeleri, yeni oluşan kemik tarafından tam olarak onarılmaz, bu da ilerleyici kemik kaybına ve kortikal porozitenin artmasına neden olur (45).

2.2.2. Osteoporotik Değişiklerin Tanısı

Osteoporozda tanısında; öncelikle ayrıntılı anamnez alınmalı ve fiziki muayene yapılmalıdır. Biyokimyasal testler, histopatolojik incelemeler ve görüntüleme yöntemleri de tanı koymakta kullanılan yöntemlerdir.

Osteoporozun kemiğin mikro mimarisini etkileyen bir hastalık olduğu ve klinik uygulamada rutin olarak kemik biyopsisinin uygulanamayacağı göz önüne alındığında, kemik mineral yoğunluğu ölçüm yöntemlerinden kemik mineral yoğunluğu (KMY) testi tanı için altın standart haline gelir (49, 50).

Kemik mineral yoğunluğu ölçüm yöntemleri şunlardır: Single foton absorbsiyometri (SFA), Dual foton absorbsiyometri (DFA), Single enerji X-ray absorbsiyometri (SXA), Kantitatif ultrason (QUS), Kantitatif bilgisayarlı tomografi (QCT), Kantitatif manyetik rezonans (QMR), Nötron aktivasyon analizi, Radyografik absorbsiyometri (RA), Radyogrametri, Dual enerji X-ray absorbsiyometri (DEXA).

KMY ölçümünün endike olduğu durumların listesi Uluslararası Klinik Dansitometri Birliği (51), Ulusal Osteoporoz Vakfı (52), Amerikan Klinik Endokrinologlar Derneği (53) gibi birçok rehber tarafından yayınlanmıştır.

Uluslararası Klinik Dansitometri Birliği'ne göre kemik mineral yoğunluğu ölçümü endikasyonları şunlardır (51):

- 65 yaşında ya da 65 yaşından büyük olan kadınlar veya 65 yaşından küçük ama menopoz sonrası kadınlarda kemik kütlelerinde düşüşe sebebiyet verebilecek bir faktör varsa (zayıflık, kırık öyküsü, risk barındıran ilaç kullanımı, kemik kaybına sebebiyet verebilecek hastalık)
- Düşük kilo, kırık öyküsü veya risk barındıran ilaç kullanıyor olmak gibi kırık için riskli durumu bulunan perimenopozal kadınlar
- 70 yaşında ya da 70 yaşından büyük erkekler veya 70 yaşından küçük erkeklerde düşük kemik kütlesi için bir risk faktörü varsa (düşük kilo, kırık öyküsü, risk barındıran ilaç kullanımı, kemik kaybına sebebiyet verebilecek hastalık ya da durum)
- Normalde kırık oluşturmayacak kadar düşük kuvvette kırık meydana gelmiş yetişkinler
- Kemik kütlelerinde düşüşe sebebiyet verebilecek hastalık ya da durumu olan yetişkinler

- Kemik kütlesinde düşüş riski barındıran ilaç kullanımı olan yetişkinler
- Farmakolojik tedavi planlanan kişiler
- Tedavi edilen kişilerde tedavinin etkisini gözlemlemek nedeniyle
- Tedavi görmeyen fakat kemiğinde kayıp olan ve bu nedenle tedaviye ihtiyacı olabilecek kişiler

Ulusal Osteoporoz Vakfı'na göre kemik mineral yoğunluğu ölçümü endikasyonları şunlardır (52):

- Klinik risk faktörlerine bakılmaksızın 65 yaşında ya da 65 yaşından büyük kadınlar ve 70 yaşında ya da 70 yaşından büyük erkekler
- Kırık oluşumu açısından için risk faktörü yüksek olan, 65 yaşından küçük menopoz sonrası kadınlar, perimenopozal kadınlar ve 50-69 yaş aralığında erkekler
- 50 yaşından sonra kırık oluşmuş olan yetişkinler
- Düşük kemik kütlesi veya kemik kaybına sebebiyet verebilecek hastalığı (örn. romatoid artrit) veya ilaç kullanımı (3 aydan uzun süre ile günlük 5 mg'dan fazla prednizon veya buna eşdeğer glukokortikoid) olan yetişkinler

Amerikan Klinik Endokrinologlar Derneği'ne göre kemik mineral yoğunluğu ölçümü endikasyonları ise şunlardır (53):

- 65 yaşında ya da 65 yaşından büyük kadınlar
- 40-45 yaşları arasında büyük bir travma olmadan kırık öyküsü olan, radyografik tanıli osteopenisi olan ve uzun süre ile (3 ay ya da 3 aydan fazla) sistemik olarak steroid kullanan menopoz sonrası kadınlar
- Perimenopozal ve postmenopozal kadınlarda osteoporoz adına risk faktörü mevcutsa (düşük kilo, uzun süre ile sistemik glukokortikoid tedavisi (3 ay ya da 3 aydan fazla), ailede osteoporotik kırık öyküsünün bulunması, erken menopoz, tütün ürünleri kullanımı, aşırı alkol tüketimi)
- İkincil osteoporoz

2.2.2.1. Osteoporotik Değişiklerin Tanısında Görüntüleme Yöntemleri

Kemik mineral yoğunluğunu ölçmenin birden çok yöntemi mevcuttur. Bu yöntemlerden bazıları şunlardır:

- Kantitatif manyetik rezonans (QMR)

- Nötron aktivasyon analizi
- Radyogrametri
- Konvansiyonel radyografi
- Single enerji X-ray absorbsiyometri (SXA)
- Dual foton absorbsiyometri (DFA)
- Single foton absorbsiyometri (SFA)
- Kantitatif ultrason (QUS)
- Radyografik absorbsiyometri (RA)
- Kantitatif bilgisayarlı tomografi (QCT)
- Dual enerji X-ray absorbsiyometri (DEXA)

Kantitatif Manyetik Rezonans (QMR)

Bu teknik trabeküler yapının girişimsel olmayan yöntemle, üç boyutlu ve yüksek çözünürlüklü olarak görüntülenmesini sağlar. İyonize radyasyon içermemesi avantajlıdır ancak maliyetli bir yöntem olduğu için yaygın kullanılamamaktadır (54).

Nötron Aktivasyon Analizi

Ca-48 radyoizotopunun Ca-49'a dönüşmesiyle salınan enerjisi yüksek nötronların oluşturduğu X-ışını kullanılır. Bu teknik, kemik mineral yoğunluğu ölçümü için kavramsal ve deneysel olarak geliştirilmiştir (55). Tekniğin maliyetli olması ve yüksek radyasyona maruz kalınması kullanımını sınırlandırır.

Radyogrametri

Bu yöntem, kemiğin kortikalinin genişliği için değerler verir. Trabeküler kemik yoğunluğunu veya kortikal kemik gözenekliliğini hesaba katmadığı için absorpsiyometrik ölçümlerden daha az duyarlı ve daha az spesifiktir (56).

Konvansiyonel Radyografi

Bu yöntemin duyarlılığı düşüktür ve kemik kütleinde yaklaşık %30-50 oranında azalma görüldüğünde belirgin sonuçlar verir (57).

Single enerji X-ray absorbsiyometri (SXA)

Radyoaktif iyot yerine X-ışını radyasyon kaynağı olarak kullanılır. Bu yönü ile SFA' dan ayrılır. Limitasyonları SFA ile benzerdir. Yumuşak dokunun kalınlığı, ölçüm sonuçlarına etki ettiği için kullanımı sınırlı kalmaktadır (54).

Dual Foton Absorbsiyometri (DFA)

Radyasyon kaynağı olarak kullanılan Gd^{153} 'ten yayılan gamma radyasyonun iki farklı enerjili foton huzmesinin ölçülmesidir. Tüm vücutta ölçüm yapılabilir. Düşük enerjili fotonlar, kemik çevresindeki yumuşak dokuları geçebilirken; yüksek enerjili fotonlar hem kemik dokudan hem de yumuşak dokudan geçebilir. Radyasyon dozu, 10 milirem kadardır. Kemiğin hem trabeküler hem de kortikal tabakası ölçülebilir. Kullanılan radyasyon kaynağının maliyetli olması ve sadece 1 yıllık ömrünün olması ve buna bağlı olarak yüksek hata payının olması gibi dezavantajlar barındırır (54, 58).

Single Foton Absorbsiyometri (SFA)

Kaynak olarak kullanılan I^{125} maddesinden yayılan düzenli ve monoenerjistik foton huzmesinin, ilgilenilen bölgeden radyasyon ile geçişinin, sodyum iodid içeren ve cisimdeki radyoaktif parıldamaları saptayan bir dedektör ile ölçülmesidir. Bu tekniğin kullanılabilmesinin şartı yumuşak doku kalınlığının sabit olmasıdır. Bu kaide gereği kullanım alanı sınırlı kalmaktadır. Ölçüm yapılan yer kemiğin kortikal bölümüdür (58).

Kantitatif Ultrasound (QUS)

Sesin kemikten iletimi, kemiğin yoğunluğunu ve yapısını yansıtır. Geniş bant ultrason zayıflaması olarak adlandırılan, sesin farklı dalga boylarının emilim modeli veya bu parametrelerden türetilen hesaplamalar ile sesin hızı niceliksel olarak değerlendirilebilir (59, 60). QUS ile iskeletin farklı bölgelerinden ölçüm yapılabilir. Bunlar arasında klinikte en yaygın olarak araştırılan ve kullanılan birincil olarak kalkaneus daha sonra radiustur (61).

Radyografik Absorpsiyometri (RA)

Proksimal falanksların yoğunluğunu, bilinen yoğunluklara sahip olan ve filmin üzerine elin yanına yerleştirilen bir alüminyum plaka ile karşılaştırır (62). Uygulaması kolaydır ayrıca radyasyon dozu düşüktür. Ancak kişiye bağımlı olması ve sadece iskeletin sadece periferini değerlendirebilmesi gibi dezavantajlar barındırır (63). Bir diğer el

radyografisine dayalı teknik ise, kemik yoğunluğunun kortikal kalınlıktan tahmin edilmesidir (64).

Kantitatif Bilgisayarlı Tomografi (QCT)

3 boyutlu görüntülemeye olanak sağladığı için gerçek hacimsel KMY ölçümüne olanak tanıyan yegâne yöntemdir ayrıca DEXA'nın aksine, kemiğin kortikal ve trabeküler komponentlerine ait yoğunluğun izole ölçümüne olanak sağlar. Kantitatif bilgisayarlı tomografi standart bilgisayarlı tomografi cihazlarında mevcuttur (51, 65). Kemik doku içerisinde olmayan kalsifikasyonlar ölçüm sonuçlarına etki etmez. Yüksek radyasyon maruziyeti, pahalı bir görüntüleme yöntemi olması ve fazla yer kaplaması dezavantajlarıdır (63).

DEXA

Kemiğin mineral komponenti yani esas olarak kalsiyum hidroksiapatit ve kemik matrisini oluşturan özel proteinler tip I kolajene gömülü olarak bulunur. Kalsiyumun radyasyon absorpsiyonu, proteinlerden veya yumuşak dokudan çok daha fazladır. Kemiğin bir bölümündeki kalsiyum tarafından emilen X ışını enerjisinin miktarı, kemik mineral içeriğini yansıtır. Kemik mineral içeriğinin, kemiğin alanına veya hacmine bölünmesiyle KMY hesaplanır. Kemik dayanıklılığı ile kemik mineral içeriği arasında ciddi bir ilişki vardır. Ayrıca kemik boyutu, makroskopik yapı, mikroskopik yapı (mikroskopik çatlaklar ve normal trabeküler mimarinin kaybı) ve kemik proteinlerinin bileşimi de dayanıklılığı etkiler (66). Genel olarak, erkeklerin KMY'si kadınlardan daha yüksektir (67).

DEXA makineleri KMY'yi kalça, omurgada ya da ön koldan ölçebildiği gibi, tüm iskelette de ölçülebilir (66).

Yaş almayla birlikte kemik yoğunluğu azalır ve 70 yaşına gelindiğinde kemik kütlelerinde yüzde 30-40 oranında kayıp izlenir. Ayrıca kemikte oluşan mikro hasarın birikimi kemik biyopsisinde, kemik içerisinde oluşan çoklu demineralizasyon alanları histolojide ve trabeküler kemik mimarisindeki septaların kaybı spesimenlerde görülebilir (68).

KMY ölçümleri omurga, kalça ve / veya bileğin çift enerjili x-ışını absorpsiyometrisi (DEXA) ile yapılır. Bir DEXA taraması merkezi kemik kütlelerini ölçer. Ölçümde, hastaya ait T skoru, yaşa uygun popülasyondaki ortalama tepe değerinden standart sapmayı temsil eder. DSÖ, -2,5'ten düşük bir T puanına osteoporoz tanısı koyarken, -1 ile -2,5 arasındaki puanları osteopeni ve -1'den büyük bir puanı normal olarak kabul eder (69).

T skor; hastanın ortalama KMY'si ile cinsiyet ve ırk açısından eşleştirilmiş referans popülasyonlarla, karşılaştırılan popülasyonun ortalaması arasındaki standart sapma sayısıdır. Z skor; yaş açısından eşleştirilerek belirlenen referans değer ile kişide ölçülen KMY'nin standart sapmasının kıyaslaması olarak tanımlanmasıdır (70).

T skor değerlerine göre:

- Normal: -1,0'dan büyük veya eşit
- Osteopeni: -1.0'dan küçük -2.5'ten büyük
- Osteoporoz: -2,5'e eşit veya daha az
- Şiddetli osteoporoz: -2,5'ten küçük veya eşit ve kırılabilirlik kırığı (70, 71)

DEXA son zamanlarda kemik mineral yoğunluğu ölçümünde standart haline gelmiştir (66, 68).

2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

KIBT teknolojisi, ortopantomograf radyografinin icadından sonra maksillofasial görüntüleme teknolojilerindeki en önemli gelişmedir. KIBT görüntüleme doğrudan bir bütün haline gelen, çok sayıda ve peş peşe iletilen görüntü sağlamak üzere konik ya da piramit şeklinde birbirinden uzaklaşarak ilerleyen bir iyonlaştırıcı radyasyon kaynağı ve dönen gantriye sabitlenen iki boyutlu bir alan dedektörü kullanarak hacimsel görüntü oluşturur (72). Konik ışın BT, üç boyutlu ve konik şekilli x-ışını demetinin iki boyutlu bir dedektör üzerine yönlendirilmesi kaidesine dayanan bir görüntüleme tekniğidir (73).

KIBT ünitelerinin diş hekimliği alanında kullanılabilmesi için aşağıdaki teknolojik gelişmeler bir araya getirilmiştir (72):

- Çok sayıda görüntüyü çok kısa bir sürede elde edebilen X ışını dedektörlerinin piyasaya sürülmesi
- Uygun yüksek çıkışlı X ışını jeneratörlerinin geliştirilmesi
- Uygun görüntü yakalama ve entegrasyon algoritmalarının geliştirilmesi
- Elde edilen çok sayıda görüntünün verisini işleyebilecek kadar kuvvetli ve uygun maliyetli bilgisayarların bulunması

Konik ışın BT tarayıcıları, taranan alanın boyutuna bağlı olarak görüntüleme alanını (FOV) seçme olanağı sunar; bu da radyasyona maruz kalmayı en aza indirirken daha küçük alanlarda daha yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmesini sağlar. FOV, ekrana

yansıtılan görüntüde yakalanan dokunun boyutuyla ilgilidir (74). Dedektörün boyutu ve şeklinin yanı sıra ışın projeksiyon geometrisi gibi faktörlere bağlı olarak değişebilir. Ayrıca, üreticiler arasında hesaplama yöntemlerinde farklılıklar olabilir (8). FOV'un yükseklik ve genişliğinin değiştirilebilmesi sadece görüntülenmek istenen bölgenin radyasyona maruz kalması ve bu sayede hastanın radyasyonla temasının azaltılması açısından önem arz eder (74).

Konik ışınlı BT ünitelerinin görüntüleme alanlarının hacim ve yükseklik açısından belirli boyutlara sahip olduğunu belirtmek gerekir. Bu boyutlar aşağıdaki gibidir:

- Küçük ve sınırlı alanların yaklaşık 5 cm veya daha az FOV ile ölçülmesi önerilir.
- Tek ark: 5-7 cm arasında, iki ark arasındaki mesafe ise 7-10 cm FOV ile ölçülmelidir.
- Maksillofasial: maksillofasial alanlar için 10-15 cm arasında, kraniofasial alanlar için ise 15 cm'den büyük FOV ile ölçüm yapılması önerilmektedir (73).

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi; konik ışınlı volumetrik tarayıcı, dental BT, dental 3D-CT, konik ışınlı volumetrik görüntüleme ve dental volumetrik tomografi gibi çeşitli isimlerle bilinir (11). Diş hekimliği dışındaki geniş uygulama yelpazesi nedeniyle konik ışınlı bilgisayarlı tomografi yaygın olarak kullanılan ve önerilen isimlendirmedir.

2.3.1. Tarihçe

KIBT teknolojisinin öncesinde kesitsel görüntüleme sağlamak için kullanılan klasik bilgisayarlı tomografi, Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilen bir teknolojidir (75). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ilk olarak 1982 yılında, kan damarlarının görüntülenmesi anlamına gelen anjiyografi için geliştirilmiştir (76).

Arai ve arkadaşları, özellikle diş hekimliği alanında kullanılmak üzere 1997'de, multifonksiyonel bir panoramik görüntüleme cihazı olan Scanora'nın (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) geliştirilmiş bir versiyonu olan Orto-CT olarak adlandırılan prototip KIBT cihazı ürettirler. Cihaz, üretimini takiben yaklaşık iki yıl boyunca Nihon Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Bölümü'nde Yaklaşık 2000 vakada gömülü dişleri, periapikal lezyonları, maksiller ve mandibular patolojileri hem cerrahi öncesi hem de cerrahi sonrası değerlendirmek için kullanılmıştır (6, 7).

Dentomaksillofasial bölgeye özel olarak tasarlanmış ilk KIBT cihazı olan NewTom DVT 9000 (77) ise 1999 yılında Avrupa'da tanıtılmıştır. 2001 Nisan ayında FDA (Gıda ve İlaç Dairesi) onayını ve ardından 2002 Ağustos ayında CDA (Kanada Diş Hekimleri Birliği)

onayını almıştır. NewTom DVT, başın görüntülerini yakalamak için dönen bir x-ışını kaynağı ve sensör kullanır. Bu dönüş 17 saniyede 360 dereceyi kapsar ve dönüş derecesi başına bir görüntü elde edilir (8). Diş hekimliğinde KIBT kullanımının yaygınlaşması 2000’li yılların başlarına denk gelmektedir.

Tasarımları gereği KIBT cihazları farklı büyüklüklerde görüntüleme alanları ve voksel seçenekleri sunarlar. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ilk olarak implant cerrahisi dental patolojileri görüntülemeye yönelik kullanılsa da günümüzdeki uygulamalarla yüz ve kafatası bütünüyle incelenebilmektedir. Dentomaksillofasial diagnostik incelemelerde KIBT büyük ölçüde bilgisayarlı tomografinin yerini almış olup, günümüzde endodonti, ortodonti, maksillofasial cerrahi, implant cerrahisi gibi birçok alanda sıklıkla kullanılmaktadır (78).

2.3.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları

Kraniofasial bölgenin görüntülenmesi için pratik ve kullanışlı bir cihaz olan KIBT, kemik dokusunu incelemek ve yüksek kontrastlı yapıları net olarak görüntülemek için son derece faydalı bir teknolojidir (79).

Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi cihazının maliyeti konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazının maliyetinin yaklaşık 5 katı kadardır (9). KIBT üniteleri medikal BT ekipmanlarına göre çok daha az yer kaplar. Ayrıca, düşük radyasyon dozunu korurken, tek bir taramada üç düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) kesitsel ve üç boyutlu rekonstrüksiyona dayalı veri setleri sağlarlar (11). FOV’un kullanıcı tarafından değiştirilmesi ve X ışını demetinin kolimasyonu ile ışın alacak bölgenin boyutu küçültülebilir. Bu sayede ilgili bölgede maruz kalınan radyasyon dozu en aza indirilir. Bir KIBT ünitesinde diagnostik işlemler için küçük bölgeler taranabilirken ihtiyaç halinde tüm kraniofasial kompleks de taranabilir (10).

Tıbbi BT cihazlarıyla karşılaştırıldığında, KIBT sistemlerinin etkin radyasyon dozunu %98’e kadar azalttığı gösterilmiştir (80). Etkin doz, eşdeğer dozun farklı dokuların ağırlık faktörleriyle çarpımının bir sonucudur (81). Eşdeğer doz ise radyasyonun biyolojik etkinliğini gösterir. Absorbe edilen radyasyon dozu ve radyasyon ağırlık faktörünün çarpımı sonucu elde edilir. X ışınları için radyasyon ağırlık faktörü 1’dir. Absorbe edilen radyasyon dozu, birim doku kütlesi başına radyasyon ışınından absorbe edilen enerji miktarının bir ölçümüdür (82). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide efektif radyasyon dozu ortalama 36,9-50,3 mikrosieverttir.

Karşılaştırmak adına diğer dental görüntülemelere ait efektif dozlar aşağıdaki gibidir:

- Panoramik radyografide yaklaşık 13 mikrosievert
- Sefalometrik radyografide 1-3 mikrosievert
- Periapikal radyografi 1-8 mikrosievert

KIBT, geleneksel BT'ye göre daha düşük radyasyon dozuna sahip olsa da diğer dental radyografi yöntemlerinden daha yüksek radyasyon dozuna sahiptir (83).

BT görüntüleri esas olarak birtakım kübik blok şeklinde yapılardan oluşur. Bu yapılara voksel denir. Voksel, görüntüdeki 2 boyutlu kare birim elemanları olan pikselin 3 boyutlu karşılığıdır (84). Her bir voksel belirli bir X-ışını absorpsiyon derecesine karşılık gelir. Voksel boyutu görüntünün çözünürlüğüyle ilişkilidir. Tıbbi BT'de vokseller anizotropi sergilerken, KIBT'de izotropi gösterirler. Sonuç olarak, görüntüler her üç boyutta da tek tiptir (10). KIBT, aksiyal, koronal ve sagittal olmak üzere üç farklı düzlemde görüntü oluşturma yanısıra izotropik vokseller kullanarak iki boyutlu kesit görüntüler elde etme imkânı sunar (85). Kesitsel görüntülerde dilimlerin kalınlığını artırmak mümkündür, bu da görüntülenene nesnenin hacmini daha iyi temsil eden daha kalın bir görüntü sağlar.

Birçok KIBT cihazı, görüntülerin kolayca yazdırılmasına veya bir CD'ye indirilmesine ve yazılım kullanılarak kişisel bir bilgisayarda görüntülenmesine olanak tanıyan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatıyla uyumludur (86).

Bu avantajları sayesinde konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin diş hekimliği pratiğinde kullanımı artmıştır.

2.3.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları

KIBT'ın görüntü kalitesinde negatif etkisi bulunan başlıca etken artefaktlardır. Işın demetinin projeksiyon geometrisi ve rekonstrüksiyon metodu sebebiyle görüntüde üç farklı artefakt oluşur;

- Parsiyel hacim etkisi
- Örnekleme yetersizliği
- Konik ışın etkisi

Parsiyel hacim etkisi, bir voksel içini dolduran yapıların bağımsız birer doku olarak seçilememesidir (87). Eğer bir doku voksel volümünü tamamen dolduracak boyutta değilse aynı voksel hacminin içine komşu dokunun da görüntüsü gireceğinden, o vokselin dansitesi

içine giren tüm dokuların ortalama dansitesi alınarak piksellere yansıtılır. Bu durumda ilgili dokunun yoğunluğu gerçeğinden farklı olarak ölçülür (88). Bu artefaktın tamamen engellenmesi mümkün değildir. Ancak kesit kalınlığının azaltılması artefaktın azalmasını sağlayabilir (87).

Örnekleme yetersizliği, görüntü elde ederken temel projeksiyon sayısının az olmasından kaynaklanır. Bu artefakt sonucu görüntüde yanlış kayıtlar, keskin kenarlar ve yüksek noise oluşur. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin önemli miktarda saçılma radyasyonu ürettiğini ve bunun daha sonra dedektördeki pikseller tarafından yakalandığını belirtmek gerekir. Dolayısıyla bu veriler görüntülenmek istenen objenin gerçek atenüasyonunu yansıtmaz. İşte saçıldıktan sonra kaydedilen bu ilave X ışınlarının görüntüdeki karşılığına gürültü (noise) denir. Bu durum görüntüde bozulmalara sebebiyet verir. KIBT cihazlarında, BT cihazlarına kıyasla primer radyasyonun saçılan radyasyona oranı daha düşüktür. Tüm önemli ayrıntıların yakalandığından emin olmak için, herhangi bir örnekleme yetersizliğinden kaçınmak amacıyla temel projeksiyon görüntülerinin sayısının mümkün olduğunca artırılması önerilir. Ancak bunun radyasyon dozunda bir artışa neden olabileceği unutulmamalıdır (76).

Konik ışın etkisi, taranan nesnenin periferi için artefakt riski oluşturur. Horizontal düzlemde hastanın etrafında dönen X ışını demetinden saçılan ışınlar, yalnızca X ışını kaynağı hastanın karşı tarafında olduğunda görüntüleme alanının çevresindeki yapılar tarafından ekspozite olur. Bu durumun görüntüde bozulmaya, streak artefaktına ve daha geniş periferik gürültüye sebebiyet vermesine konik ışın artefaktı denir (76).

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, Hounsfield ölçeğini kullanmadığı için de tıbbi bilgisayarlı tomografiden farklıdır. KIBT taramalarında Hounsfield birimlerini (HU) değerlendirmek, görüntünün farklı alanlarında benzer kemik ve yumuşak doku yoğunlukları için farklı HU değerlerine neden olan konik ışını etkisi nedeniyle mümkün değildir. Ek olarak, saçılan radyasyon görüntüye gürültü ekleyebilir ve bu da HU değerlendirmesini olanaksız kılar (76).

Konvansiyonel radyografiler ile karşılaştırıldığında konik ışınlı BT'nin geometrik çözünürlüğünün düşüklüğü dikkat çekmektedir (82). Geometrik çözünürlük milimetre başına düşen çift çizgi (line pairs per millimeter = lp/mm) sayısıdır.

- Konvansiyonel filmlerdeki çözünürlük: 20 – 24 lp/mm iken (89)

- Konik ışınli BT görüntülerindeki çözünürlük: 0.5-5 lp/mm'dir (90).

Ayrıca KIBT sistemlerinin kontrast çözünürlüğünün düşük olması yumuşak doku görüntüleme kapasiteleri sınırlar (91).

2.3.4. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları

Konik ışınli BT, diş hekimliği pratiğinde kullanılan önemli bir teknolojidir. Çeşitli alanlarda teşhis ve tedavi planlamasında da geniş yer tutar. Diş hekimliği uygulamalarında KIBT kullanım alanlarından bazıları şunlardır:

Gömülü Dişlerin Değerlendirilmesi

Kemik retansiyonuna sahip gömülü kanin ya da diğer dişlerin konumlarının doğru bir şekilde tespit edilmesi, anatomik oluşumlarla komşuluklarının belirlenmesi ve yapılması planlanan cerrahi işlemlerin minimal invaziv olmasını sağlamak için KIBT kullanılabilmektedir (92). Nervus alveolaris inferiora yakın pozisyonda bulunabilen gömülü mandibular 3.molar dişlerin çekimleri sırasında, mandibular sinirin hasar görmesinin ve buna bağlı olarak duyu kaybı oluşması riskinin de konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanımıyla; komşuluğun boyutunun tespiti yapılarak en aza indirilmesi sağlanabilir (93–96).

Travmaların Teşhis ve Takibi

Çeneleri ve yüzü ilgilendiren kırıklar, mandibular ve maksiller fraktürler, diş köklerine ait kırıklar, dişlerdeki yer değıştirmeler, orbita tabanı kırıkları, temporomandibular eklem kırıkları, zigomatikomaksiller komplekse ait kırıklar, blowout kırıkları, ateşli silah yaralanmaları gibi patolojilerin tespiti ve görüntülenmesi için KIBT uygun bir araçtır (97–99).

Yabancı Cisimler

Oral ve maksillofasiyal bölge cerrahisinde yabancı cisimlerin çıkarılması da yer alır. Bu cisimler travma sonucu kırılan dişler, endodontik tedavi sırasında kullanılan kanal aleti parçaları ya da çekilen dişler olabilir. KIBT, yabancı cisimlerin yerlerinin tespiti ve en konforlu şekilde çıkarılmalarında kullanılabılır (100).

Kalsifikasyonların Görüntülenmesi

Maksillofasial bölgede görülebilen tonsilolit, sialolit, karotid arter kalsikasyonu, antrolit, rinolit gibi kalsifikasyonların tespit ve tanısında KIBT kullanılabılır (101).

Kök Rezorpsiyonları

Diş kökü rezorpsiyonunun birden fazla etiyolojik faktörü mevcuttur. Beyazlatma ve ortodontik tedavi gibi travmatik ve iyatrojenik faktörler özellikle dikkat çekicidir (102). Çeşitli nedensel faktörlerin varlığına rağmen bazı rezorpsiyon türlerinin etiyolojisi belirsizliğini korumaktadır (103). Diş kökü rezorpsiyonu tanısı klinik ve radyografik bulguların birlikte değerlendirilmesiyle konulur. Nihai kararın radyografik verilerle doğrulanması gereklidir (104, 105). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi taraması, rezorptif alanın geometrisini belirlemek, boyutunu saptamak, perforasyon olup olmadığını tespit etmek için kullanılabilir (106).

Endodontik Hastalıkların Teşhisi

KIBT, endodontide karmaşık kök kanalı morfolojilerini değerlendirmek, kök rezorpsiyonunu, kök kırıklarını veya çatlaklarını tespit etmek, retreatment, replantasyon veya oto-transplantasyon için preoperatif değerlendirmeler yapmak için sıklıkla kullanılır (107, 108). Ayrıca, klinik olarak veya geleneksel radyografik tekniklerle tespit edilemeyen fazladan veya eğimli kökler ve C-şekilli kök kanalları, densindente, palatoginival oluk gibi gelişimsel anomalilerin erken teşhisi ve tedavisinde (109), daha önce tespit edilememiş veya kalsifiye olmuş kanalların yerini belirlemek ve periradiküler lezyonları ayırt etmek için de KIBT kullanılabilir (108).

Periodontal Hastalıkların Teşhisi

Periodontal hastalık: dişeti, periodontal ligament gibi yumuşak; sement ve alveolar kemik gibi sert periodontal dokuların etkilendiği patolojik bir durumdur (110). Periodontal dokuların enflamasyonu, ataşman kaybına ve alveolar kemiğin yıkımına yol açabilir. Periodontal hastalıkların teşhisinde öncelik klinik muayene bulgularına aittir (111). Bununla birlikte radyografik görüntülemeler kemik yıkımının görülebilmesi için değerli bir araçtır ve klinik tanıya yardımcı olarak hizmet eder (112). KIBT, kemik içi defektlerin, furkasyon tutulumunun, periodontal ligament aralığındaki genişlemelerin, alveolar kemikteki defektlerin ve bukkal/lingual kemik yıkımının teşhisinde; uygulanan kemik greftlerinin başarısının ya da başarısızlığının değerlendirilmesinde ve tedavi planlaması oluşturulmasında kullanılabilir (113–116).

Ortodontik Tedavilerin Planlanması

Ortodonti pratiğinde KIBT görüntülemeye en sık gömülü köpek dişlerinin değerlendirilmesinde ihtiyaç duyulur (117). Ortodontik tedaviye sekonder olarak dişin vestibül veya lingual tarafında meydana gelen kök rezorpsiyonlarının görüntülenmesi (118), ankraj elde etmek için anatomik olarak zor bölgelere ya da komşu dişlerin kökleri arasına konulacak mini implantların doğru şekilde yerleştirilmesi, damak yarıklı vakalarda kemik defektlerinin büyüklüğünü ve defektin diğer önemli anatomik yapılarla ilişkisini dolayısıyla bu bilgiler ışığında planlanan greftleme prosedürleri ve mevcut diş yapısındaki olası diş hareketlerinin belirlenmesi için de yine KIBT taraması kullanılabilir (119, 120). KIBT taramaları, sınırsız odak noktası sunabilme yeteneğiyle dental arklarda izlenen varyasyonların görüntülenmesine olanak tanır. Ayrıca, KIBT verilerinden maksiller ve mandibular arkların odak olduğu ayrı panoramik radyograflar elde edilebilir. Gerçek boyutların geleneksel panoramik radyografilere kıyasla KIBT panoramik görüntülerinde daha doğru olduğu gösterilmiştir (121).

Ortognatik Cerrahi Planlaması

Bilgisayar destekli cerrahi simülasyon ortognatik cerrahinin verimliliğini ve doğruluğunu büyük ölçüde artırır. İskeletsel yapıların yani maksilla, mandibula, nazal kavite tabanı, sert damak, zigomatik ark, üst dişler ve alt dişlerin konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden doğru segmentasyonu, ortognatik cerrahi planlamasında ilk ve kritik adımdır (122, 123). Görüntü segmentasyonu, KIBT görüntülerinde bir maske kullanarak her anatomik yapıyı belirleme işlemidir. Mevcut uygulama, segmentasyon maskelerini manuel olarak oluşturmaktır. KIBT görüntülerinde meydana gelen artefaktlar nedeniyle görüntülerin manuel segmentasyonu zaman alıcı ve emek isteyen bir süreçtir (124, 125). Segmentasyon tamamlandıktan sonra rehber olacak üç boyutlu modeller oluşturulur.

İmplantoloji

Dental implant tedavi planlamasında kemik miktarını ve kalitesini değerlendirmek için radyografik yöntemlerden faydalanmak şarttır. Panoramik radyografi sıklıkla implant bölgesinin değerlendirmesi için kullanılsa da alveolar kemiğin bukkal-lingual yönde genişliği hakkında bilgi vermez. Uygun implant cerrahisi için mandibular kanal, maksiller sinüsler ve burun boşluğunun konumunun yanı sıra alveolar kretin açılanması ve kemik hacmi gibi anatomik oluşumların ayrıntılı bir şekilde anlaşılması esastır. Bu nedenle, implant planlaması yapılan alanın daha kapsamlı bir görüntüsünü elde etmek ve doğru tedavi

prosedürü uygulamak için konik ışınlı bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme tekniklerinin kullanılması önem arz eder (126–128).

Temporomandibuler Eklem Hastalıklarının Teşhisi

KIBT görüntülemeleri mandibular kondillerin morfolojisini ortaya çıkarmada ve osseöz temporomandibuler eklem patolojilerini teşhis etmede kabul edilebilir bir doğruluğa sahiptir (129).

Temporomandibuler eklem de dahil olmak üzere herhangi bir eklemden ortaya çıkabilen en yaygın eklem hastalığı osteoartrit tanınmış, KIBT görüntüleri için de geçerli olan BT görüntü kriterleri şu şekildedir (130):

- Osteofit: sklerotik sınırları olan ve yüzeyden periferde doğru açılan kemik büyümesidir.
- Subkondral skleroz: yük taşıyan bölgelerdeki kemik yoğunluğunun artmasıdır.
- Generalize skleroz: yaygın bir biçimde kemik yoğunluğunun artmasıdır.
- Subkondral kist: kondil yüzeyine gelen tekrarlayıcı kuvvetler nedeniyle oluşur ve gerçek kist epiteli içermez dolayısıyla psödokisttir.
- Yüzey erozyonu: kondile ait kortikal tabakada devamlılığın kaybolmasıdır.
- Eklem yüzeyi düzleşmesi: kondil yüzeyinin yuvarlak konturunun kaybıdır.

Ayrıca KIBT diğer eklem patolojilerinden olan kondiller hiperplazi, kondiller hipoplazi, ankiloz ve kondiller fraktürlerin tespiti için de kullanılabilir (131).

2.4. Osteoporotik Değişiklerin Mandibular Kemiğe Etkisi

Osteoporoz ve çene kemikleri arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar 1960'lı yıllara dayanmaktadır (132). Çene kemiklerinde izlenen osteoporoz kaynaklı değişiklikler, vücuttaki diğer kemiklerde izlenen değişikliklere benzerdir. İskelet kemiklerinde, mineral içeriği ve yoğunluğunda azalma; osteoklastik aktivitede ve yeniden şekillenme hızında görülen artış, radyografik olarak trabeküllerin belirsizleşmesi ve kortikal tabakanın incilmesi şeklinde kendini gösterir (133–135).

Mandibular KMY ile iskeletsel KMY arasında bir korelasyon vardır. Osteoporozun mandibular kemik yapısında meydana getirdiği başlıca değişiklik, alveolar kemikte izlenen mikroyapısal hasardır. Meydana gelen mikroyapısal hasar kemiğin herhangi bir bölgesinde

görülebilmemesine rağmen trabeküler segmentin daha fazla kemik mineral yoğunluğu kaybına uğradığı ve alveolar kemiğin interradiküler alanlarında daha yüksek porozite izlendiği görülmektedir (136, 137). Fonksiyon sırasında yani çiğneme kuvvetleri etki ederken meydana gelmiş olan bu porozite alveolar kemikte mikro düzeyde kırılmalara neden olabilir (138).

Kemik yıkım hızları kıyas edildiğinde alveolar kemiğin en yüksek hızda yıkıma uğradığı; alveolar kemiği takiben kranial kemikler, vertebralar ve uzun kemiklerin sıralandığı görülmektedir (139). Ayrıca osteoporozda izlenen sistemik yıkımın alveolar kemikte de gözlenebileceğini kanıtlamıştır (140).

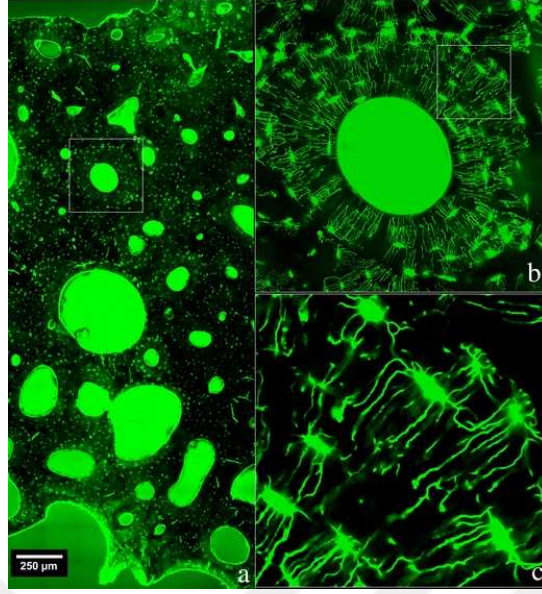
Osteoporozda lamina durada incelme ve maksiller kemikte yıkıma bağlı olarak paranazal sinüslerde boyut artışına da sebebiyet verebilir (141).

Mandibular baziste mental foramenin posteriorunu kapsayan alan boyut, şekil, kemik yapısı ve fonksiyon açısından en stabil bölge kabul edildiğinden çenelerde osteoporotik değişimlerin araştırılması için en uygun ve standardize edilebilir bölge olarak kabul edilmektedir (142).

2.5. Kortikal Porozite

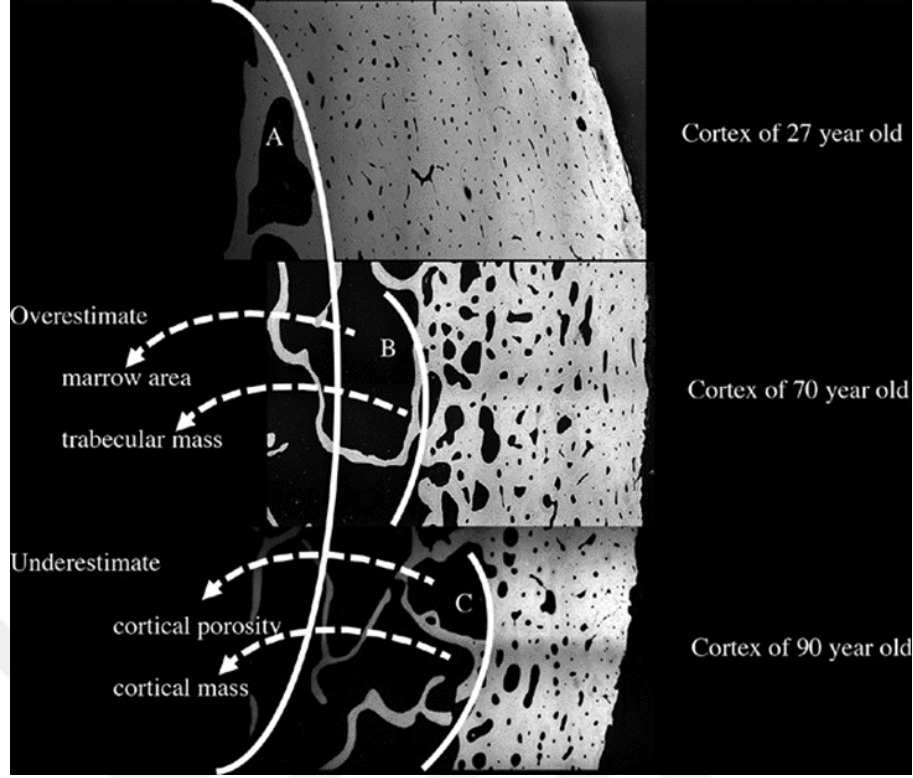
Kortikal kemik anatomik olarak bir miktar porozite içerir. Bu porozite trabeküler kemiğin ya da medüller boşluğun porozitesi ile devamlıdır ancak fizyolojik ya da patolojik olarak meydana gelen kemik kaybı, özellikle endosteal yüzeyde kortikal kemiğin artmış porozitesi ile ilişkilidir (4). Yaşa bağlı kemik yıkımının çoğu ise, esas olarak kortekste boşluk oluşumuna yol açarak porozite ile sonuçlanan, kortikal kemiğin yenilenmesini sağlayan intrakortikal yeniden şekillenme sürecindeki dengesizlikten kaynaklanmaktadır. Yaş almayla birlikte kortikal kemik rezorpsiyonu ilerleyerek porozitenin artmasına neden olur (5). Kortikal kemik çeşitli seviyelerde porozite içerir. Bu boşluklar büyükten küçüğe göre aşağıdaki gibi sıralanır (143):

- Kemik iliği boşluğu
- Kortikal kemik içerisindeki vasküler porozite
- Laküno-kanaliküler porozite
- Kolajen ve hidroksiapatit kristalleri seviyesinde nanoporozite



Resim 1. 78 yaşındaki kadın hastanın anterior femur orta shaftından kortikal kemiğin konfokal mikroskopik görüntüsü. (a) Üstte periosteal yüzey ve altta endosteal yüzey olmak üzere tüm korteksi kapsayan görüntü. Kortikal (vasküler) porozite birçok büyük gözenek nedeniyle artmıştır ve kortikal porozitenin başlangıcı endosteuma doğru daha belirgindir. (b) Haversian sisteme ait merkezi kanal ve çevresindeki laküno-kanaliküler porozite (a'daki görüntünün $\times 4$ büyütülmüş hali). (c) Laküno-kanaliküler porozite detayı (b'deki görüntünün $\times 4$ büyütülmüş hali) (144).

Vasküler gözenekliliğin insan dokusunda %4 ila %16 arasında hatta %16'nın da üzerine çıkabilen bir aralıkta değer alabileceği gösterilmiştir (145–148). Yapılan bir çalışmada her iki cinsiyete ait femur kemiğinde ileri yaşlarda yükselen bir paternde %7'ye yakın bir ortalama vasküler porozite bildirilmiştir (5). Yine benzer bir çalışmada vasküler porozitenin yaşa bağlı olduğu ve 21-92 yaş arası deneklerin femur diyafizinde ortalama ~%6 olduğunu bulunmuştur (149).



Resim 2. 27 yaşındaki bir hastaya ait numunenin kortikal kemiği ve endokortikal yüzeyi. Beyaz çizgi gerçek medüller boşluk/kortikal arayüzü gösterir (A). 70 yaşındaki bir örnekte (B) incelmış ancak hala kompakt görünen korteksin yüzeyi (beyaz çizgi). 90 yaşındaki bir örnekte (C) korteksin yüzeyi (beyaz çizgi) (150)

2.6. Mandibular Kemikte Yapılmış Analizler

Osteoporozun sebep olduğu oral radyografik değişiklikler üzerine yapılan çalışmalar çoğunlukla çene kemiği kütlesini ölçme ya da kemiğin morfolojisini değerlendirme şeklindedir. Dental radyografiler radyografik kemik yoğunluğunu iki ana yöntemle değerlendirir (139):

- Morfometrik analiz: doğrusal ölçümlerle yapılır. Farklı bölgelerde kortikal kemiğe ait kalınlık ölçümlerinin yapılması ve panoramik mandibular indeksin hesaplanmasıyla sınırlıdır (151, 152).
- Dansitometrik analiz: kemiğin optik yoğunluğunu ölçülmesi ve bu değer bir referans değer ile karşılaştırılmasıyla yapılır (139, 153).

Çene kemiklerindeki osteoporotik değişiklikleri değerlendirmek için kullanılan yöntemlerden bazıları şunlardır: SPA, DPA, DXA, QCT, intraoral radyografiler ve panoramik radyografi. Ancak DPA, DXA ve QCT gibi tekniklerin maliyetli ve zor

erişilebilir olması diş hekimliği alanında radyografik teknikleri daha kullanışlı hale getirmiştir (139, 154–157).

Panoramik radyografilerde mandibular rezorpsiyon belirtilerini araştırmak, mandibular kemik kütlesinin ölçülmesini ve osteoporozun tanımlanmasını sağlamak için değerlendirmeler yapılmıştır (158–160). Bu amaçla geliştirilen indeksler aşağıdaki gibidir:

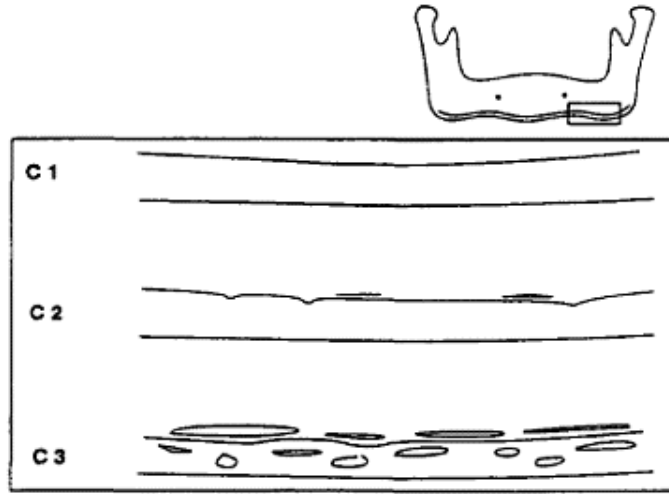
- Mandibular kortikal indeks (Klemetti indeksi)
- Mental indeks (Mandibular kortikal kalınlık)
- Panoramik mandibular indeks

Ayrıca mandibulanın gonial bölgesinde gonial indeks ve antegonial bölgede antegonial indeks de osteoporoz değerlendirmesi için önerilmiştir (161, 162).

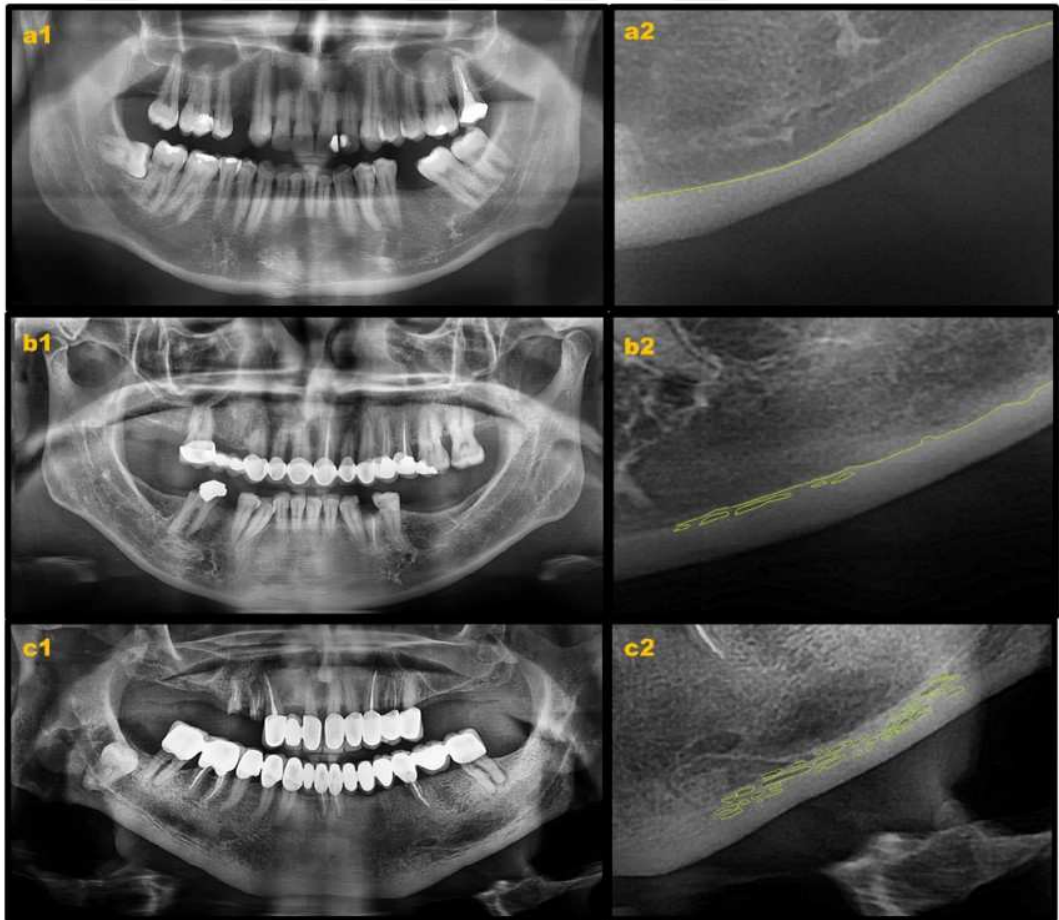
Mandibular kortikal indeks (Klemetti indeksi)

Klemetti indeksi, mandibulanın kortikal alanındaki osteoporotik değişiklikleri değerlendirmek için Klemetti ve arkadaşları tarafından geliştirilen bir ölçüm tekniğidir. Bu indeks görüntü kaynağı olarak panoramik radyografileri kullanır ve tanı için uygun ve etkili bir yöntemdir. Mandibular inferior korteks, endosteal kenarın görünümüne göre üç kategoride sınıflandırılır (151):

- C1, her iki tarafta da düzgün ve keskin bir endosteal marjin sergiler.
- C2, kenarın bir veya her iki tarafında yarım ay şeklinde defektler veya endosteal kortikal kalıntılar gösterir.
- C3, belirgin endosteal kortikal kalıntılar içeren yoğun gözenekli bir kortikal tabakaya sahiptir.



Şekil 2. Klemetti indeksi (163)



Resim 3. Panoramik radyografiden mandibular bazise ait kesitler (a1-a2) normal mandibular korteks ve (b1-b2, c1-c2) poroz mandibular korteks (164)

Mental indeks (Mandibular kortikal kalınlık)

Mental foramenin ortasından, her iki tarafta mandibulanın inferior sınırına çizilen teğete dik bir çizgi çizilir. Mandibular kortikal kalınlık, sağ ve sol tarafta bu çizgi üzerindeki mandibular kortikal kemik kalınlığının çizgisel ölçümünün ortalama değeridir (165).

Panoramik mandibular indeks

Superior mandibular indeks ile inferior mandibular indeksin ortalamasıdır. Superior mandibular indeks, korteks genişliğinin mental foramenin superior kenarından mandibulanın inferior sınırına kadar olan mesafeye bölünmesine karşılık gelir. Inferior mandibular indeks ise korteks genişliğinin mental foramenin inferior sınırından mandibulanın inferior sınırına olan mesafeye bölünmesine karşılık gelir (166).

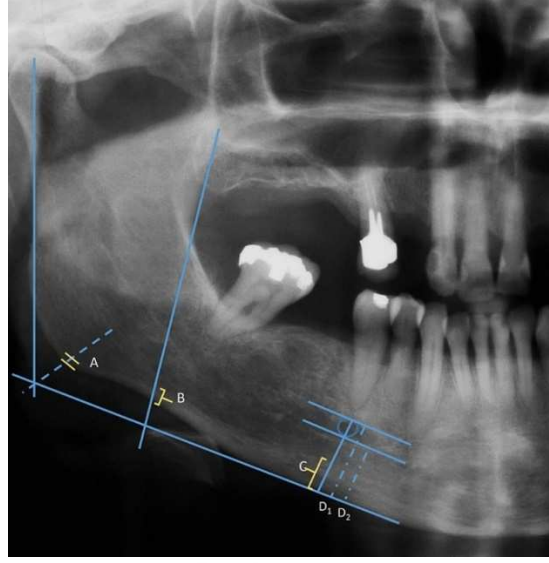
Panoramik mandibular indeks, panoramik radyografilerde doğrusal ölçümlere göre önemli bir avantaja sahiptir. Oransal bir ölçüm olduğu için magnifikasyon değerlerinden etkilenmez (161).

Gonial indeks

Ramusun posterior sınırına dikey bir teğet çizilir. Bu çizginin mandibulanın inferior sınırına çizilen teğetle yaptığı açı ikiye bölünür ve açısız kortikal tabakanın kalınlığı bu çizgilerin kesişme noktasında ölçülür (166).

Antegonial indeks

Ramusun anterior sınırından mandibulanın alt sınırına uzanan bir teğet ile mandibulanın inferior sınırına çizilen teğetin belirlenen bir noktadaki kortikal genişliği ölçer (166).



Resim 4. İndeksler. Gonial indeks (A), Antegonial indeks (B), Mental indeks (Mandibular kortikal kalınlık) (C), Superior mandibular indeks (C/D1), İnferior mandibular indeks (C/D2) (166)

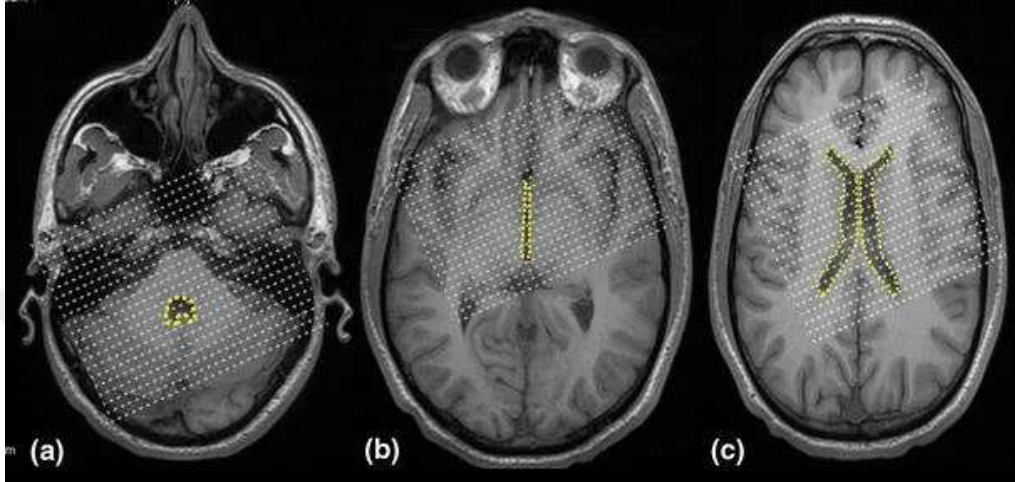
2.7. Cavalieri Prensibi

Cavalieri prensibi üç yüzyıl önce İtalyan matematikçi Bonaventura Cavalieri tarafından tanımlanmıştır ve biyolojik yapıların hacimsel ölçümleri için etkili bir stereolojik yöntemdir. Yapıların hacmi Cavalieri prensibi ve kesitsel görüntüleme teknikleri kullanılarak doğru bir şekilde ölçülebilir (167). Yapılan ölçümler hata barındırmaz ve matematiksel olarak objektiftir (168). Bu ilkeye göre, düzgün ya da düzensiz şekilli bir yapının hacmi, nesne boyunca bir dizi iki boyutlu kesitten tahmin edilebilir. Ancak bu kesitlerin paralel olması, bilinen bir mesafe ile ayrılması ve nesnenin içinde rastgele başlaması gerekir (169).

Planimetri ve nokta sayımı stereolojik yöntemleri Cavalieri prensibine dayalı hacim tahmini için kullanılan iki yöntemdir (170). En sık kullanılan yöntem olan planimetri yönteminde, kesit görüntüleri üzerinde ilgilenilen nesnelerin sınırları manuel olarak belirlenir. Elde edilen kesitlerin ölçülen alanlarının toplamı kesit kalınlığı ile çarpılır ve yapının hacmi tahmin edilir (171, 172). Planimetri yöntemi, görüntüleri işlemek üzere uygun şekilde kalibre edilmiş bilgisayar yazılımı kullanılarak herhangi bir bölgenin yüzey alanının ölçülmesini de sağlar (173).

Nokta sayma yöntemi, seçilen her bir kesitin rastgele konumlandırılmış noktalı alan ölçüm cetveli ile üst üste getirilmesi prensibine dayanır. Noktalı alan ölçüm cetvelleri,

sistematik bir şekilde oluşturulmuş eşit aralıklı nokta dizileridir. Her üst üste bindirmeden sonra, kesitlerde ilgilenilen yapıya isabet eden test noktalarının sayısı sayılır ve kesit kalınlığı, toplam nokta sayısı ve ızgaradaki nokta başına temsil edilen alan çarpılarak yapının hacmi tahmin edilir (171, 172).



Resim 5. Planimetri ve nokta sayımı yöntemi. Dördüncü (a), üçüncü (b) ve lateral ventriküller (c) üzerine yerleştirilmiş nokta sayma ızgarası (beyaz noktalar) ve planimetri ile (sarı noktalar) aksiyal MRG (174)

Cavalieri prensibi kullanılarak yapılan araştırmalar, oryantasyonun önemli bir faktör olmadığını göstermiştir. Cavalieri prensibi aksiyal, sagittal veya koronal düzlemlerde elde edilen görüntülere uygulandığında, elde edilen sonuçlarda farklılık izlenmemiştir (175).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması 2019-2022 tarihleri arasında, çeşitli şikayetlerle Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine başvuran, yaşları 24 ila 75 arasında değişen 120 erkek birey üzerinde yapıldı. Çalışma için gerekli olan etik kurul onayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan alındı (2023/11).

3.1. Hasta Grubunun Belirlenmesi

Çalışmaya dahil edilme kriterleri şunlardı:

1. Erkek olmak (kadın hastalarda postmenopozal izlenebilen osteoporoz riskini elimine etmek amacıyla)
2. Radyografik kalitesi uygun olan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri bulunan hastalar
3. Kemik kalitesini etkileyen herhangi bir sistemik hastalığı olmayan hastalar

Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri ise şunlardı:

1. İdiopatik osteosklerozu bulunan hastalar
2. Alınacak kesitlerde diş kökü bulunan hastalar
3. KIBT görüntülerinde tüm kortikal sınırı izlenmeyen hastalar

Çalışmaya dahil edilme kriterlerini karşılayan hastalar 3 gruba ayrıldı:

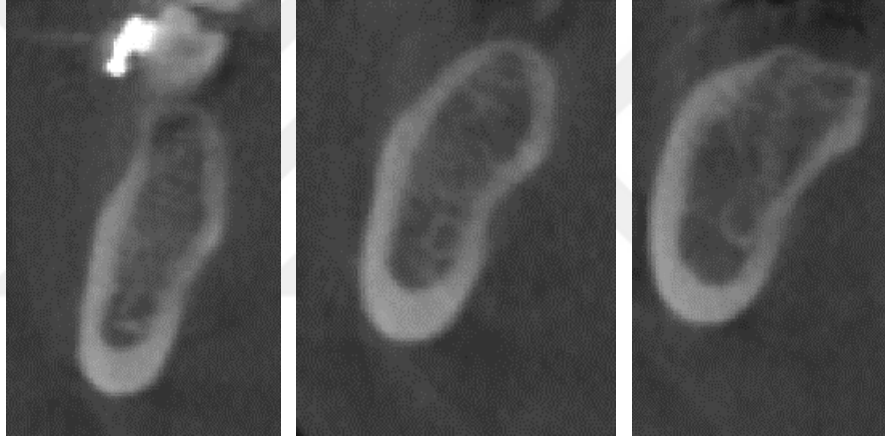
1. Grup – genç grup: 24-44 yaş arası 40 hasta
2. Grup – orta yaşlı grup: 45-59 yaş arası 40 hasta
3. Grup – ileri yaşlı grup: 60-75 yaş arası 40 hasta

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylerin konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalında Carestream CS 9300 marka konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazıyla alındı. Çekim parametreleri 60-90 Kv, 4-15 mA, 6.2-10.8 sn. aktif ışınlama süresi ve 5X5 cm-13x17 cm FOV şeklindeydi.

3.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri Üzerinde Kesitlerin Hazırlanması

Hastalardan alınan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinde açılı koronal kesitleri doğru bir şekilde elde edebilmek için sagittal düzlem öncelikle mental foramenin posterior bölgesinde kretin yaklaşık orta noktasına denk gelecek şekilde ayarlandı ve menton-gonion düzlemi yer düzlemine paralel hale getirildi. Böylece her bir kesitte uygun açılı koronal kesitler bu düzleme dik olarak elde edilmiş oldu.

Her hastadan üçer kesit alındı. Kesitler dişli hastalarda mental foramenin distali, 5 ve 6 numaralı dişlerin arası ve 7 numaralı dişin distali; dişsiz hastalarda mental foramenin distali, bu kesitten sonraki 10.mm ve 22.mm olacak şekilde ayarlandı ve kesit görüntüleri oluşturuldu.

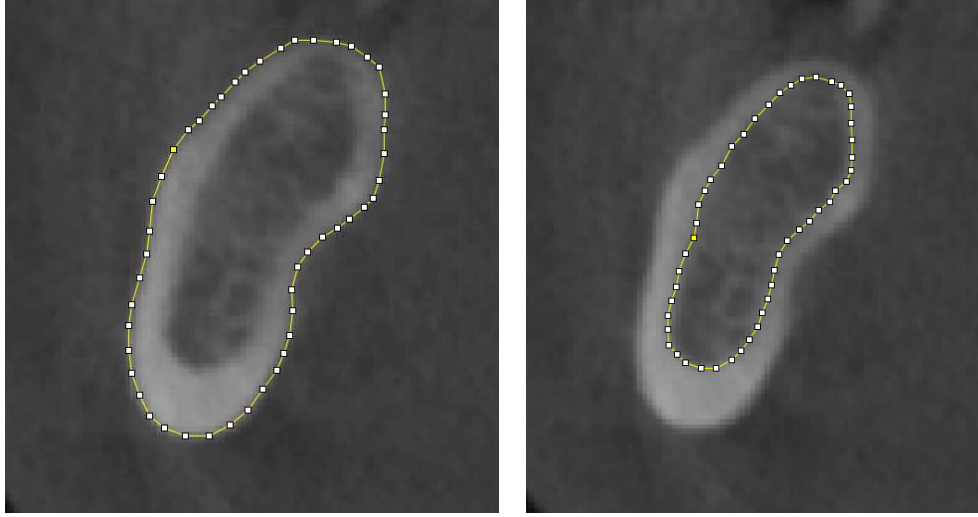


Resim 6. Aynı hastadan alınan 3 farklı kesite ait görüntü

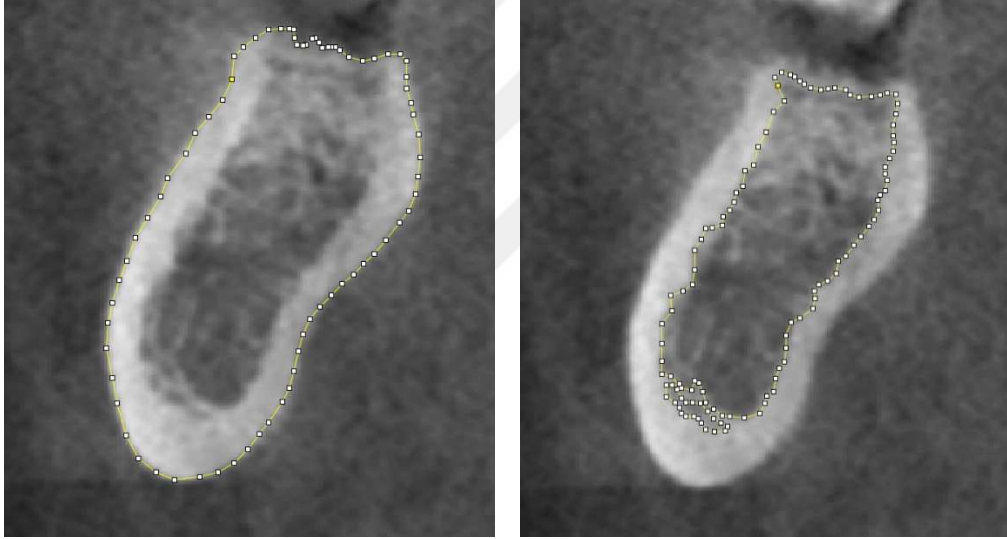
3.3. Konik Işınlı Bt Görüntüleri Üzerinde Yapılan Alan Ölçümlerinin Hesaplanması

JPG formatında kaydedilen her bir kesit üzerinde trabeküler ve tüm alan ölçümleri Image J (ImageJ software, National Institute of Health, Bethesda, USA) programı ile planimetri ve Cavalieri yöntemi kullanarak gerçekleştirildi. Tüm kesit görüntülerinde ölçümlerin uyumluluğunun sağlanması için ölçüm yapmadan önce Image J programında kalibrasyon yapıldı.

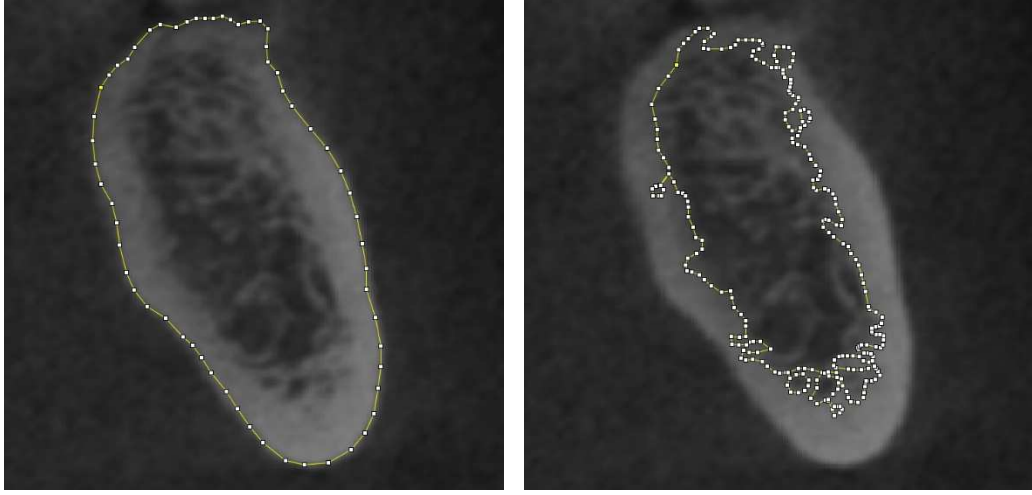
Hesaplamalar tek bir gözlemci tarafından yapıldı. Ölçümlerin doğruluğunun tespiti için çalışmaya dahil edilen 120 hasta haricinde 15 hasta daha seçildi ve bu hastaların ölçümleri 1 hafta arayla hem esas gözlemci hem de diğer bir gözlemci tarafından ikişer kez yapılarak karşılaştırıldı.



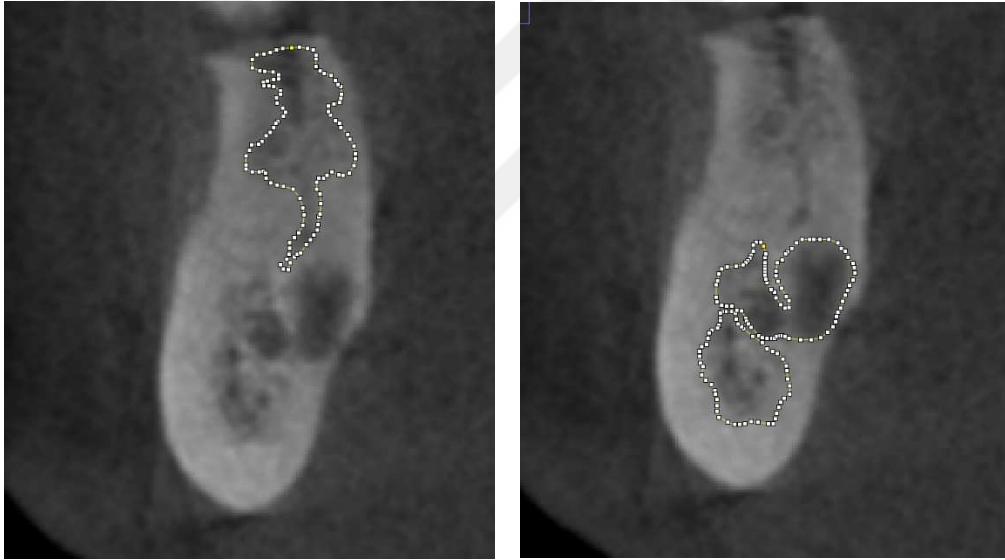
Resim 7. KIBT ile elde edilen kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması



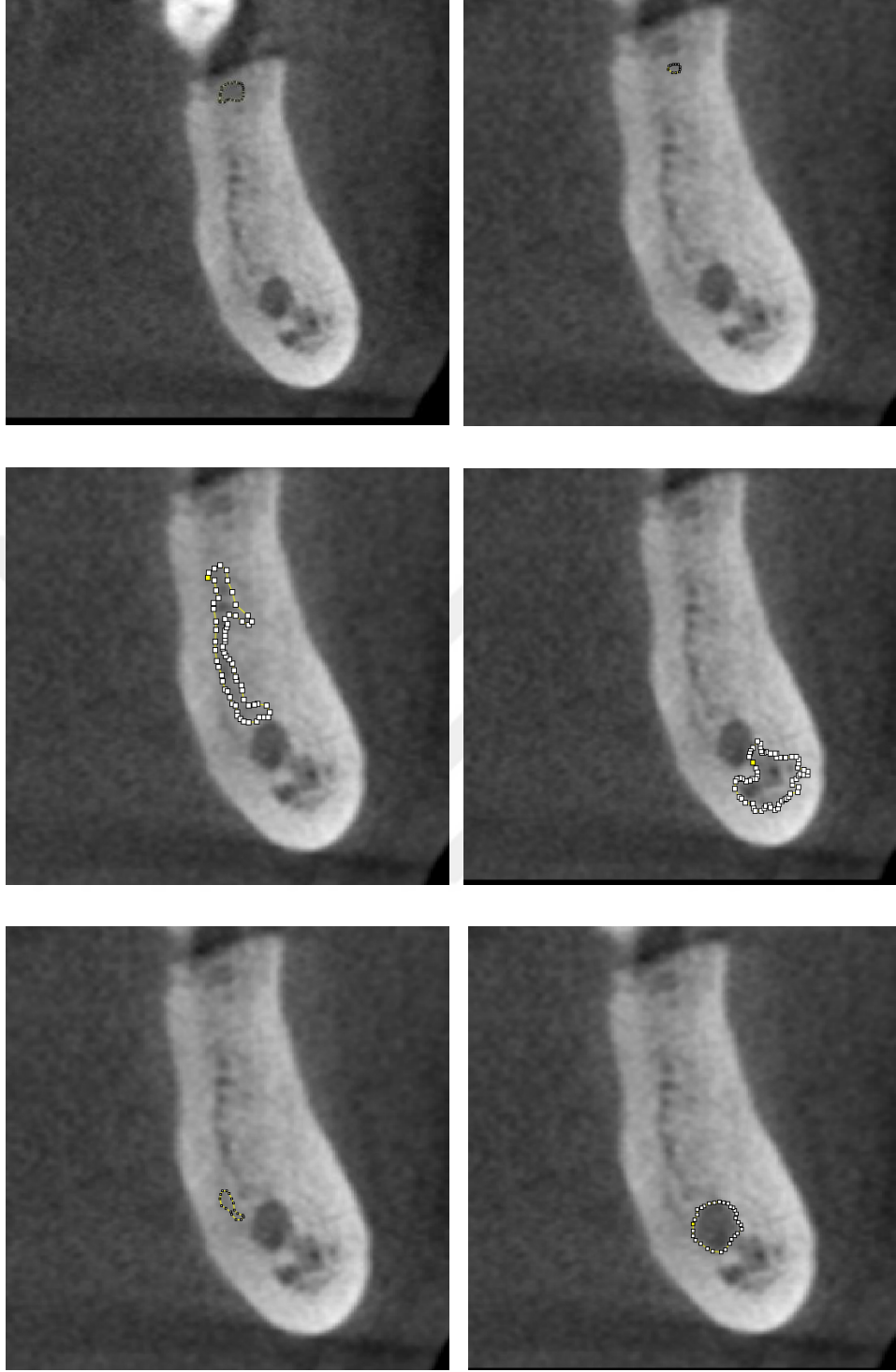
Resim 8. Trabeküler alan ölçümünde farklılık barındıran bir hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması



Resim 9. Trabeküler alan ölçümünde farklılık barındıran bir diğer hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması. Çalışma dahilindeki 32 hastaya ait toplam 42 kesit görüntüsünde alan hesaplamaları bu şekilde yapıldı.



Resim 10. Trabeküler alan ölçümünde yoğun kortikasyon sebebiyle trabeküler kemiğe ait alanların ayrı ayrı ölçülüp daha sonra toplandığı bir hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması. Çalışma dahilindeki 7 hastaya ait toplam 10 kesit görüntüsünde alan hesaplamaları bu şekilde yapıldı.



Resim 11. Trabeküler alan ölçümünde yoğun kortikasyon sebebiyle trabeküler kemiğe ait alanların ayrı ayrı ölçülüp daha sonra toplandığı bir diğer hastaya ait kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması



Resim 12. İdiopatik osteoskleroza olduğu için çalışma dışı bırakılan bir hastaya ait kesit görüntüsü

Daha sonra her bir hastaya ait 3 trabeküler alan ve 3 tüm alan ölçümlerinin kendi içlerinde ortalamaları alındı bu değerler birbirlerine oranlandı.

3.4. İstatistiksel Analiz

İstatistikler analizlerde SPSS for Windows 17.0 (İllinois, London) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov Smirnov testi ile gerçekleştirildi. Tanımlayıcı istatistikler ortanca, minimum-maksimum değerleri ve ayrıca ortalama ve standart sapma değerleri olarak verildi. Gözlemciler arası ve gözlemci için uyum katsayıları sınıf korelasyon katsayıları olarak hesaplandı. Yaş grupları arasındaki istatistiksel farklılıklar Kruskal Wallis, Mann Whitney U testi ve Bonferroni düzeltmesi ile analiz edildi. Korelasyon analizi Spearman korelasyon testi gerçekleştirildi. Tüm analizlerde $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.BULGULAR

Bu çalışmada 120 bireye ait konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanıldı. Tek gözlemci ve kontrol ölçümleri için iki gözlemci tarafından oluşturulan veri setleri analiz edildi.

Genç (1. Grup) ve orta yaşlı (2. Grup) grubun ölçüm verileri kıyaslandığında tüm alan ortalamaları arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Genç (1. Grup) ve ileri yaşlı (3. Grup) grubun ölçüm verileri kıyaslandığında trabeküler alan ortalamaları ve tüm alan ortalamaları arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Orta yaşlı (2. Grup) ve ileri yaşlı (3. Grup) grubun ölçüm verilerinde trabeküler alan ortalamaları ve tüm alan ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Tüm gruplarda tüm alanın trabeküler alana oranında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

1. gözlemci kendi içinde yüksek doğruluk oranına sahipti (0.999-1).
2. gözlemci kendi içinde yüksek doğruluk oranına sahipti (0.859- 0.757-0.638).

Her iki gözlemci birbirleri arasında kabul edilebilir doğruluk oranına sahipti (0.894-0.858-0.897; 0.973-0.943-0.672).

Spearman's korelasyon testine göre;

- 1. Grup trabeküler alan ortalaması ve tüm alan ortalaması arasında; trabeküler alan ortalaması ve oran arasında da istatistiksel olarak anlamlı korelasyon vardı (Tablo 9).
- 2. Grup trabeküler alan ortalaması ve tüm alan ortalaması arasında; trabeküler alan ortalaması ve oran arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon vardı (Tablo 10).
- 3. Grup trabeküler alan ortalaması ve tüm alan ortalaması arasında; trabeküler alan ortalaması ve oran arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon vardı (Tablo 11).

Tablo 2. Elde edilen veriler

	1. Grup			2. Grup			3. Grup		
	Trabeküler Alan	Tüm Alan	Oran	Trabeküler Alan	Tüm Alan	Oran	Trabeküler Alan	Tüm Alan	Oran
1	1.507	2.658	1,763	1.391	2.317	1,665	1.600	2.704	1,690
2	1.146	2.086	1,820	1.125	1.977	1,757	1.540	2.881	1,870
3	1.557	2.564	1,646	1.974	3.507	1,776	1.043	1.954	1,873
4	1.115	2.002	1,795	1.325	2.668	2,013	0.846	1.918	2,267
5	1.489	2.794	1,876	1.841	2.533	1,375	1.126	2.038	1,809
6	1.425	2.856	2,004	1.216	2.422	1,991	0.429	1.235	2,878
7	1.230	2.351	1,911	0.695	1.989	2,861	1.072	2.108	1,966
8	1.153	2.184	1,894	1.644	2.744	1,669	1.092	1.966	1,800
9	1.923	3.283	1,707	1.692	2.799	1,654	1.113	2.533	2,275
10	1.311	2.325	1,773	1.120	2.281	2,036	1.532	2.512	1,639
11	1.699	3.120	1,836	1.568	2.205	1,406	1.018	1.965	1,930
12	1.317	2.536	1,925	1.441	2.847	1,975	1.200	2.199	1,832
13	1.562	2.762	1,768	1.457	2.749	1,886	0.555	1.988	3,581
14	1.180	2.215	1,877	1.545	2.778	1,798	2.038	2.991	1,467
15	1.219	2.336	1,916	0.367	2.360	6,430	1.249	1.920	1,537
16	1.674	2.856	1,706	1.874	3.290	1,755	0.722	1.776	2,459
17	1.847	3.189	1,726	1.794	3.093	1,724	1.104	1.965	1,779
18	1.406	2.660	1,891	0.463	1.513	3,267	1.092	2.021	1,850
19	1.424	2.629	1,846	1.170	2.239	1,913	1.667	2.569	1,541
20	1.259	2.759	2,191	2.157	3.868	1,793	1.836	2.706	1,473
21	1.498	2.828	1,887	1.019	1.678	1,646	0.617	1.520	2,463
22	1.240	2.242	1,808	1.474	2.738	1,857	0.498	1.653	3,319
23	1.151	2.254	1,958	1.315	2.083	1,584	1.648	2.882	1,748
24	1.787	2.974	1,664	1.460	2.083	1,426	0.358	1.087	3,036
25	1.630	3.082	1,890	0.656	1.538	2,344	1.102	1.775	1,610
26	1.206	2.200	1,824	0.611	1.995	3,265	1.188	2.622	2,207
27	1.768	2.837	1,604	0.693	1.578	2,277	1.221	2.423	1,984
28	1.926	3.181	1,651	1.260	2.533	2,010	1.330	2.138	1,607
29	1.688	2.685	1,590	0.837	1.699	2,029	1.207	2.232	1,849
30	1.123	2.213	1,970	0.545	1.345	2,467	2.048	2.999	1,464
31	1.943	3.465	1,783	1.070	2.215	2,070	1.165	2.270	1,948
32	0.690	2.472	3,582	1.348	2.832	2,100	2.210	3.762	1,702
33	1.637	2.883	1,761	0.221	1.844	8,343	1.270	2.568	2,022
34	1.314	2.374	1,806	1.487	2.261	1,520	1.675	3.138	1,873
35	1.266	2.098	1,657	0.878	1.568	1,785	0.586	1.367	2,332
36	1.339	2.259	1,687	1.321	2.538	1,921	1.839	3.033	1,649
37	1.577	2.840	1,800	1.325	2.695	2,033	1.496	2.566	1,715
38	1.572	3.048	1,938	1.140	1.995	1,750	1.417	2.697	1,903
39	1.362	2.192	1,609	0.835	2.099	2,513	1.029	1.397	1,357
40	2.100	3.496	1,664	1.442	2.541	1,762	0.587	1.389	2,366

Tablo 3. Gözlemci içi ve gözlemciler arası ölçümler sonucu elde edilen veriler

	Trabeküler Ortalama				Tüm Alan Ortalama				Oran (tüm alan/trabeküler alan)			
	1. Gözlemci 1. Ölçüm	1. gözlemci 2. Ölçüm	2. Gözlemci 1. ölçüm	2. gözlemci 2. Ölçüm	1. Gözlemci 1. ölçüm	1. gözlemci 2. Ölçüm	2. Gözlemci 1. ölçüm	2. gözlemci 2. Ölçüm	1. Gözlemci 1. ölçüm	1. gözlemci 2. Ölçüm	2. Gözlemci 1. ölçüm	2. gözlemci 2. Ölçüm
	m	m (1 hafta sonra)	m	m (1 hafta sonra)	m	m (1 hafta sonra)	m	m (1 hafta sonra)	m	m (1 hafta sonra)	m	m (1 hafta sonra)
1	1.433	1.417	1.310	1.291	2.578	2.605	2.253	2.299	1,799	1,838	1.719	1.780
2	1.106	1.130	1.022	0.910	2.034	2.062	2.115	2.163	1,839	1,824	2.069	2.376
3	1.229	1.245	0.591	1.152	2.387	2.396	1.604	2.137	1,942	1,924	2.714	1.855
4	2.090	2.095	1.217	1.880	3.439	3.434	2.256	3.542	1,645	1,639	1.853	1.884
5	1.786	1.800	1.541	1.580	3.188	3.255	3.340	3.400	1,784	1,808	2.167	2.151
6	0.401	0.395	0.564	0.351	1.353	1.362	1.843	1.427	3,374	3,448	3.267	4.065
7	0.467	0.471	0.155	0.422	1.364	1.360	0.524	1.442	2,920	2,887	3.380	3.417
8	1.530	1.541	1.630	1.295	2.594	2.642	2.772	1.925	1,695	1,714	1.700	1.486
9	1.203	1.212	1.079	1.377	2.264	2.285	2.100	3.013	1,881	1,885	1.946	2.188
10	0.752	0.739	1.232	0.322	1.792	1.790	2.754	1.929	2,382	2,422	2.235	5.990
11	1.579	1.574	1.761	1.694	2.474	2.495	2.586	2.556	1,566	1,585	0.468	1.508
12	0.276	0.276	0.309	0.329	0.739	0.740	0.840	0.842	2,677	2,681	2.718	2.559
13	1.593	1.602	1.902	1.404	2.810	2.811	3.329	2.121	1,763	1,754	1.750	1.510
14	1.799	1.777	1.796	1.861	2.891	2.881	2.935	2.964	1,607	1,621	1.634	1.592
15	1.554	1.546	1.566	1.597	2.543	2.577	2.548	2.603	1,636	1,666	1.627	1.629

Tablo 4. Gözlemci içi korelasyon

	Gözlemci 1	Gözlemci 2
	1. ve 2. Ölçüm Arası	1. ve 2. Ölçüm Arası
Trabeküler Alan Ortalaması	1	0.859
Tüm Alan Ortalaması	1	0.757
Oran	0.999	0.638

Tablo 5. Gözlemciler arası korelasyon

	Gözlemci 1- Gözlemci 2	Gözlemci 1- Gözlemci 2
	1. Ölçüm	2. Ölçüm
Trabeküler Alan Ortalaması	0.894	0.973
Tüm Alan Ortalaması	0.858	0.943
Oran	0.897	0.672

Tablo 6. Trabeküler alan ortalaması için gruplar arası istatistiksel analiz

Trabeküler Alan Ortalaması	N	Ortalama	Ortanca Değer	Standart Sapma	Min	Max
1. Grup	40	1,4565 ^a	1,4245 ^a	0,28996	0,69	2,10
2. Grup	40	1,2199	1,2199	1,3180	0,45725	0,22
3. Grup	40	1,2091 ^b	1,1765 ^b	0,46019	0,36	2,21

*Mann Whitney U testi

* $p^{a-b} = 0.003$; $p < 0.01$

Diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı fark yoktur ($p > 0.05$).

Tablo 7. Tüm alan ortalaması için gruplar arası istatistiksel analiz

Tüm Alan Ortalaması	N	Ortalama	Ortanca Değer	Standart Sapma	Min	Max
1. Grup	40	2,6447 ^a	2,6590 ^a	0,40071	2,00	3,50
2. Grup	40	2,3509 ^b	2,2990 ^b	0,56098	1,35	3,87
3. Grup	40	2,2367 ^c	2,1685 ^c	0,58933	1,09	3,76

*Mann Whitney U testi

* $p^{a-b} = 0.007$; $p < 0.01$

* $p^{a-c} = 0.001$; $p < 0.01$

Diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı fark yoktur ($p > 0.05$).

Tablo 8. Oran için gruplar arası istatistiksel analiz

Oran	N	Ortalama	Ortanca Değer	Standart Sapma	Min	Max
1. Grup	40	1,8501	1,8070	0,30784	1,59	3,58
2. Grup	40	2,2362	1,8995	1,28856	1,38	8,34
3. Grup	40	1,9918	1,8600	0,50087	1,36	3,58

*Mann Whitney U testi

Karşılaştırmalar arasında anlamlı fark yoktur ($p > 0.05$).

Tablo 9. 1. Grup için korelasyon analizi

1. Grup	Trabeküler Alan Ortalaması	Tüm Alan Ortalaması	Oran
Trabeküler Alan Ortalaması	X	p<0.001 r= 0.893	p<0.001 r =-0.573
Tüm Alan Ortalaması	p<0.001 r= 0.893	X	p<0.001 r= -0.187
Oran	p<0.001 r =-0.573	p<0.001 r= -0.187	X

*Spearman's korelasyon testi

Tablo 10. 2. Grup için korelasyon analizi

1. Grup	Trabeküler Alan Ortalaması	Tüm Alan Ortalaması	Oran
Trabeküler Alan Ortalaması	X	p<0.001 r= 0.808	p<0.001 r =-0.738
Tüm Alan Ortalaması	p<0.001 r= 0.808	X	p<0.001 r=-0.293
Oran	p<0.001 r =-0.738	p<0.001 r=-0.293	X

*Spearman's korelasyon testi

Tablo 11. 3. Grup için korelasyon analizi

1. Grup	Trabeküler Alan Ortalaması	Tüm Alan Ortalaması	Oran
Trabeküler Alan Ortalaması	X	p<0.001 r= 0.920	p<0.001 r =-0.726
Tüm Alan Ortalaması	p<0.001 r= 0.920	X	p<0.001 r=-0.474
Oran	p<0.001 r =-0.726	p<0.001 r=-0.474	X

*Spearman's korelasyon testi

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Kemik doku doğası gereği dinamik bir yapıya sahiptir dolayısıyla yapım ve yıkım aşamaları kendi içerisinde uyumla devam eder. Bu sürecin anlaşılması, fizyolojik ve patolojik değişimlerin ayrımının yapılmasında anahtar rol oynar.

Özellikle diş hekimliği alanında kemik dokusunun radyografilerle incelenmesi çok önemlidir. Bunun sebebi kemiğin iki ana bileşeni olan trabeküler ve kortikal katmanlarda izlenen değişikliklerin, bölgesel veya sistemik patolojilerin erken belirtisi olabilmesidir (176). Son C. ve ark. in vitro olarak, fare deneklere ait alveolar, femur ve tibia kemik dokusundan hücreler izole ederek yaptıkları bir çalışmada çene kemiklerindeki alveolar prosesin iskeletteki diğer kemiklerden morfolojik ve fonksiyonel anlamda farklılık gösterdiğini bulmuşlar; çene kemiklerindeki mineral döngüsünün iskeletteki diğer kemiklerden daha hızlı olduğunu göstermişlerdir. Sonuç olarak, herhangi bir patolojik durumda, çene kemiklerinin diğer kemiklere göre daha erken bir aşamada semptom göstereceği varsaymışlardır (177).

Gelişimin devam ettiği çocuklarda ve genç yetişkinlerde kemik kütlesinin birikimi, endokondral ve intramembranöz kemikleşme, modelleme ve yeniden şekillenmeye bağlıyken aktif büyümenin devam etmediği yetişkinlerde kemik kütlesinin büyük bir kısmı yeniden şekillenmeyle kontrol edilir. Başka bir deyişle yetişkinlerde kemik kütlesinin yönetimi, ulaşılmış en yüksek kemik kütlesine ve yeniden şekillenmenin bunu nasıl dönüştürdüğüne bağlıdır (18). Kortikal kemik doğası gereği trabeküler kemik ya da medüller kavitenin porozitesi ile devamlı olarak bir miktar porozite içerir. Özellikle endosteal yüzeyde izlenen artmış kortikal porozitesi fizyolojik ya da patolojik olarak meydana gelen kemik kaybı ile ilişkilidir. Kemik kütlesinde değişikliğin ve kemik kaybının etyolojisi multifaktöriyel olsa da bu duruma sebebiyet verecek en etkili faktörlerin yaş, cinsiyet ve ırk olduğunu söylemek mümkündür (38).

Yaşa bağlı kemik yıkımının büyük bir kısmı, kortikal kemiğin yenilenmesinden sorumlu olan intrakortikal yeniden şekillenme sürecindeki dengesizlikten kaynaklanmaktadır. Bu dengesizlik porozite oluşumuyla sonuçlanır ve bu da korteks içinde boşluklar oluşmasına neden olur. Yaşlanmayla birlikte kortikal kemik rezorpsiyonu artarak poroziteyi daha da kötüleştirir (5).

Dvorak ve ark. yaşlanma ve osteoporozun, mandibular kemiğe etkisini araştırdıkları çalışmalarında, Haversian yeniden şekillenme sürecinin daha büyük hayvanlarla sınırlı olduğu gerekçesiyle kortikal gözenekliliği kemirgen deneklerde araştıramayacaklarını öne sürmüş bu yüzden koyun deneklere ait mandibular kemik örneklerinde inceleme yapmışlar ve elde ettikleri veriler sonucunda yaşlanma ve osteoporozun, mandibulaya ait kortikal kemikte katabolik değişikliklere neden olduğunu göstermişlerdir (178).

Feik ve ark. Avustralya popülasyonundan elde ettikleri kadın ve erkeklere ait örneklerde total subperiosteal porozitenin yaşlanma ile korele olup olmadığını araştırdıkları çalışmalarında, kemik üzerinde direkt etkisi olduğu kanıtlanmış herhangi bir hastalığı olmayan ve ölüm nedeni hakkında bilgi sahibi oldukları; yaşları 21 ila 100 arasında değişen 180 kadın ve erkek bireye ait femur kemiklerinden aldıkları örnekleri incelemişler ve kortikal porozitenin yaş ve cinsiyetle az miktarda değiştiğini ve her iki cinsiyette de 6 dekat boyunca %5'ten daha az arttığını ancak kronolojik olarak benzer ileri yaşlardaki bireylerin örnekleri kıyaslandığında bazı bireylerde çok az kortikal porozite görülürken bazı bireylerde çok daha fazla kortikal porozite izlenebildiğini göstermişlerdir. Ancak postmenopozal kadınlardan alınan örneklerde kortikal porozitede bariz bir artış olduğunu göstermişlerdir (5). Biz bu nedenle çalışmamıza kadın hastaları dahil etmedik. Bu çalışmanın sonuçları, yaşla kortikal porozite arasında pozitif korelasyon bulmadığımız çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Martin ve ark. sekonder osteoporozu bulunan, yaşları 37 ila 96 arasında değişen 42 erkek kadavranın femur, humerus ve metakarpplarından aldıkları örnekleri incelediklerinde kortikal porozitenin periosteal yüzeye kıyasla medüller kavite yakınında daha fazla olduğunu ve intrakortikal porozitenin her kemikte Wolff yasasına uygun şekilde lokalize olduğu göstermişlerdir (179). Laval-Jeantet ve ark. her iki cinsiyetten 89 kadavraya ait humerus örneklerini incelediklerinde kortikal porozitenin her iki cinsiyette de yaşla birlikte arttığını, 40 yaşında erkeklerde %4,6 ve kadınlarda %4 iken bu oranın 80 yaşında %10 ve üzerine çıktığını göstermişlerdir. Kendi örneklemelerinde, kortikal porozitenin cinsiyetler arasında farklılık göstermediğini gözlemlemişlerdir (180). Verna ve ark. mandibula ve iliak krestteki kemik yeniden şekillenme parametrelerini karşılaştırarak mandibula için temel değerler elde etmek ve kemik yeniden şekillenmesinin bölgeye özgü olduğu hipotezini test etmek için yaptıkları çalışmada, yaşları 17 ila 64 arasında değişen, malign neoplazi kaynaklı hayatını kaybetmemiş ve otopsi sonrasında tespit edilen malign neoplastik hastalığı

bulunmayan 21'i kadın 29'u erkek 50 bireyden, otopsi sırasında iliak krest, mandibular angular alan ve foromen mentalis bölgesinden olmak üzere aldıkları 3 doku örneğini incelemişler ve mandibuladan alınan örneklerde kortikal porozitenin iliak kreste göre daha düşük olduğunu ve yaştın her iki mandibular bölgede de poroziteyi etkileyen ana faktör olduğunu göstermişlerdir (181). Aaron JE ve ark. trabeküler kemikteki yaşa bağlı değişiklikleri incelemek için yaşları 20 ila 90 arasında değişen 86 kadın ve 98 erkek bireyin iliak ve omur kemiklerinden aldıkları örneklerde yaptıkları çalışmada, her iki cinsiyette de trabeküler kemikte hacim kaybı izlemişler ancak bu kaybın histolojisinde bazı farklılıklar tespit etmişlerdir. Erkeklerde kemik kaybındaki temel etken formasyon fazındaki azalma gibi görünürken; kadınlarda rezorpsiyon fazındaki artışın temel faktör olduğu kanısına varmışlardır. Aynı şekilde omur gövdelerine ait örnekler incelendiğinde de benzer bulgular elde edilmiş, her iki cinsiyet arasında kemik yeniden şekillenmesinde farklılıklar izlense dahi, trabeküler kemikte hacim kaybının yaşlanma sürecinin bir sonucu olduğu göstermişlerdir (182).

Kayıpmaz ve ark. tip 2 diabetes mellitus hastalarına ait mandibulalarda osteoporotik değişikliklerin, konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak diyabetik olmayan bireylerinkiyile karşılaştırılmasını amaçladıkları çalışmalarında; tip 2 diyabeti olan, yaşları 34 ila 68 arasında değişen 15'i erkek ve 8'i kadın 23 hasta ve sistemik olarak sağlıklı, yaşları 33 ila 86 arasında değişen 14'ü erkek ve 9'u kadın 23 hastaya ait örnekleri fraktal analiz ile incelediklerinde kortikal porozite çaplarının farklılık gösterdiği gözlemlenmişlerdir (183).

Du ve ark. mandibulanın trabeküler komponentindeki yaşa bağlı değişiklikleri araştırmak için yaşları 20 ila 63 arasında değişen 299'u erkek, 419'u kadın toplamda 718 hastada kantitatif bilgisayarlı tomografi (QCT) görüntüleri üzerinden volümetrik kemik mineral yoğunluğunu ölçmüşlerdir. Bu Çinli popülasyonda, mandibulaların volümetrik kemik mineral yoğunluğunun; 20-29, 30-39, 40-49 yaş gruplarında yaşlanmayla birlikte artarken, 50~ yaş grubunda azaldığını bulmuşlardır (184). Bizim çalışmamız da trabeküler alan ortalamalarının yaşla birlikte azalan patern göstermesi yani kemik mineral yoğunluğunda göreceli artış izlenmesi sebebiyle bu çalışmaya benzerlik göstermektedir.

Literatürde hayatta olan hastalardan, konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılarak mandibular kortikal porozitenin incelendiği çalışmalar nadirdir. Biz de çalışmamızda konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerine ait kesitler üzerinden

mandibular kemikte osteoporotik değişiklerden kortikal porozitenin, yaşı bağlı olarak değişip değişmediğini araştırdık. Çalışmamızda konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinin tercih etmemizin sebebi olabildiğince düşük radyasyon kullanılırken, bir tarama sırasında üç düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) kesitsel ve üç boyutlu rekonstrüksiyona dayalı veri setleri oluşturmaları (11) ve ayrıca kullanıcı tarafından değiştirilebilir FOV'a sahip olması dolayısıyla ışın alacak bölgenin boyutunun küçültülebilir olmasıdır. Bu sayede maruz kalınan radyasyon dozu en aza indirilir (10). Klemetti ve ark. panoramik radyografiler üzerine yaptıkları çalışmada, panoramik radyografilerin mandibuladaki osteoporotik değişikliklerin tespit edilmesi konusunda dezavantajlar barındırdığını göstermişlerdir. Bu sebeple çalışmamızı panoramik görüntülemeler üzerine dizayn etmedik. Bununla birlikte, panoramik radyografiler çene ve trabeküllerin kapsamlı bir görüntüsünü sunma avantajına sahiptir ve bu da bilgisayar analizi yoluyla daha objektif sonuçlar elde edilmesini sağlayabilir. Bu, araştırmacının öznel yargısını ortadan kaldırır ve sayısal sonuçlar sağlar (151).

Çalışmamızda alan ölçümlerimizi planimetrik bir yöntem kullanarak gerçekleştirdik. Planimetri yöntemi hacimsel değerlendirmelerde oldukça sık kullanılan bir yöntemdir ve BT, MRI veya KIBT görüntülemelerine ait kesitsel görüntülerde izlenen herhangi bir yapının alanının da kolayca hesaplanmasını sağlar (185). Trabeküler kemiği çepeçevre saran kortikal kemikte olası bir porozite artışını; bir diğer deyişle kortikal kemiğin trabekülasyonunda artış olup olmadığını tespit etmek amacıyla, planimetrik yöntemi kullanarak ilgilenilen kesitte izlenen tüm kemiğin yüzey alanını trabeküler kemiğin yüzey alana oranını hesapladık. Çalışmamızda yüzey alanı ölçümleri yapılırken kortikal porozite çaplarının gözlemlenmesi değişkenlik göstermiştir; medüller sınıra yakın kortikal porozite sınırlarını tam olarak belirlemek genellikle zordur. Bu durum, kortikal sınırın işaretlenmesinin geçerliliğini sınırlayabilecek bir faktör olarak not edilmiştir.

Alan ölçümleri sırasında kortikal kemik ile trabeküler kemiğin komşu yüzeyini ve kortikal kemiğin dış sınırlarını içeren işaretlemelerin manuel olarak yapılması alan ölçümlerinin doğruluğunu sınırlayabilecek bir faktördür. Ancak işaretlemenin her bir hasta için 3 farklı kesitte yapılması ve tutarlılığın değerlendirilebilmesi için esas gözlemci ile başka bir gözlemci tarafından çalışma dahilinde olmayan 15 hastaya birer hafta arayla ikişer kez alan ölçümlerini yapılması bu olumsuz etkiyi en aza indirmiştir. Zira yapılan istatistiksel analizler gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumun yüksek olduğunu doğrulamıştır.

Sonuç olarak, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinden mandibular kortikal porozitenin yaşa bağılı olarak değişip değişmediğini araştırmak amacıyla yapılan bu çalışmada,

1. Toplam 120 konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüsü incelenmiştir.
2. Genç (1. Grup) ve orta yaşlı (2. Grup) grubun ölçüm verileri kıyaslandığında tüm alan ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Alveolar kemik porsiyonunun, diş çekimine sekonder değişikliklerden etkileneceği göz önüne alındığında bu anlamlı fark, osteoporotik değişikliklerin bir göstergesi olarak kabul edilmemiştir.
3. Genç (1. Grup) ve ileri yaşlı (3. Grup) grubun ölçüm verileri kıyaslandığında trabeküler alan ortalamaları ve tüm alan ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Trabeküler alan ortalamalarında izlenen bu anlamlı farklılık çalışmanın özneliği ve kortikal porozitenin multifaktöriyel etyolojisiyle açıklanabilir.
4. Orta yaşlı (2. Grup) ve ileri yaşlı (3. Grup) grubun ölçüm verilerinde trabeküler alan ortalamaları ve tüm alan ortalamaları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).
5. Tüm gruplarda tüm alanın trabeküler alana oranında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).
6. Elde ettiğimiz verilere göre mandibular kortikal porozite ile yaş arasında korelasyon olmadığı sonucuna varılmıştır.

6. KAYNAKLAR

1. Cowan PT, Kahai P (2023). Anatomy, Bones. *StatPearls*.
2. Kelly PJ (1968). Anatomy, physiology, and pathology of the blood supply of bones. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 50: 766–83.
3. Geissler JR (n.d.). *Digital Commons @ NJIT Digital Commons @ NJIT Theses Electronic Theses and Dissertations Alendronate treatment elicits a reduction in fatigue-life of canine Alendronate treatment elicits a reduction in fatigue-life of canine cortical bone cortical bone*.
4. Bala Y, Zebaze R, Seeman E (2015). Role of cortical bone in bone fragility. *Current opinion in rheumatology* 27: 406–413.
5. FEIK SA, THOMAS CDL, CLEMENT JG (1997). Age-related changes in cortical porosity of the midshaft of the human femur. *Journal of anatomy* 191 (Pt 3): 407–416.
6. Honda K, Larheim TA, Johannessen S, Arai Y, Shinoda K, Westesson PL (2001). Ortho cubic super-high resolution computed tomography: A new radiographic technique with application to the temporomandibular joint. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 91: 239–243.
7. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K (1999). Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology* 28: 245–248.
8. Nasseh I, Al-Rawi W (2018). Cone Beam Computed Tomography. *Dental Clinics of North America* 62: 361–391.
9. Boeddinghaus R, Whyte A (2008). Current concepts in maxillofacial imaging. *European Journal of Radiology* 66: 396–418.
10. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (n.d.). Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. Available at: <https://www.cda-adc.ca/jcda/vol-72/issue-1/75.html>. [Accessed: 2 May 2024].
11. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ (2009). Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 38: 609–625.
12. Biberoğlu S (2005). Osteoporoz Patogenezi. In: KY G, editor. Ankara: Güneş Kitabevi, pp 37–61.
13. Sağlam M (1993). *Genel Histoloji*, 4. Ankara; Yorum Matbaacılık.

14. Marahleh A, Kitauro H, Ohori F, Noguchi T, Mizoguchi I (2023). The osteocyte and its osteoclastogenic potential. *Frontiers in Endocrinology* 14.
15. Clarke B (2008). Normal Bone Anatomy and Physiology. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology : CJASN* 3: S131.
16. CHAFFEY N (2003). Alberts, B., Johnson, A., Lewis, J., Raff, M., Roberts, K. and Walter, P. Molecular biology of the cell. 4th edn. *Annals of Botany* 91: 401.
17. Murshed M (2018). Mechanism of Bone Mineralization. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine* 8: a031229.
18. Cowin S (2001). *Bone Mechanics Handbook*, 2. Edition New York: CRC Press LLC.
19. Gökçe KY (2000). *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*. (G. KY, editor) Ankara: Güneş Kitabevi.
20. Baig MA, Bacha D (2023). Histology, Bone. *StatPearls*.
21. Sikavitsas VI, Temenoff JS, Mikos AG (2001). Biomaterials and bone mechanotransduction. *Biomaterials* 22: 2581–2593.
22. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R (1996). Bone biology. I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *Instructional course lectures* 45: 371–86.
23. Renders GAP, Mulder L, van Ruijven LJ, van Eijden TMGJ (2007). Porosity of human mandibular condylar bone. *Journal of Anatomy* 210: 239–248.
24. Bronner Felix, Worrell R V. (1999). Orthopaedics : principles of basic and clinical science 296.
25. Maciel GBM, Maciel RM, Danesi CC (2023). Bone cells and their role in physiological remodeling. *Molecular Biology Reports* 50: 2857–2863.
26. Charles JF, Aliprantis AO (2014). Osteoclasts: more than ‘bone eaters.’ *Trends in molecular medicine* 20: 449.
27. Kenkre JS, Bassett JHD (2018). The bone remodelling cycle. *Annals of Clinical Biochemistry* 55: 308–327.
28. Langdahl B, Ferrari S, Dempster DW (2016). Bone modeling and remodeling: potential as therapeutic targets for the treatment of osteoporosis. *Therapeutic Advances in Musculoskeletal Disease* 8: 225.
29. Nakashima T, Hayashi M, Fukunaga T, Kurata K, Oh-Hora M, Feng JQ, Bonewald LF, Kodama T, Wutz A, Wagner EF, *et al.* (2011). Evidence for osteocyte regulation of bone homeostasis through RANKL expression. *Nature medicine* 17: 1231–1234.

30. Lerner UH, Kindstedt E, Lundberg P (2019). The critical interplay between bone resorbing and bone forming cells. *Journal of Clinical Periodontology* 46: 33–51.
31. Katsimbri P (2017). The biology of normal bone remodelling. *European Journal of Cancer Care* 26: e12740.
32. Anderson HC (2003). Matrix vesicles and calcification. *Current rheumatology reports* 5: 222–226.
33. Sims NA, Martin TJ (2020). Osteoclasts Provide Coupling Signals to Osteoblast Lineage Cells Through Multiple Mechanisms. *Annual review of physiology* 82: 507–529.
34. Seeman E (2013). Age- and menopause-related bone loss compromise cortical and trabecular microstructure. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences* 68: 1218–25.
35. Dempster DW, Lindsay R (1993). Pathogenesis of osteoporosis. *Lancet (London, England)* 341: 797–801.
36. Porter JL, Varacallo M (2023). Osteoporosis. *StatPearls*.
37. Altun O (2008). *Osteoporoz Tanısında Dijital Radyomorfometrik Analizlerin Tanısal Güvenilirliği ve DEXA ile Karşılaştırılması* Atatürk Üniversitesi.
38. Sarıdoğan M (2005). Osteoporoz Epidemiyolojisi. In: Gökçe K, editor. *Osteoporoz* Ankara: Güneş Kitabevi, pp 5–37.
39. Rosen CJ (2000). Pathogenesis of osteoporosis. *Bailliere's best practice & research Clinical endocrinology & metabolism* 14: 181–93.
40. Biberoğlu S (2005). Sekonder Osteoporoz. In: Gökçe K, editor. *Osteoporoz* Ankara: Güneş Kitabevi, pp 61–81.
41. Sindel D (2001). Sekonder Osteoporoz. In: Gökçe K, editor. *Modern Tıp Seminerleri 19* Ankara: Güneş Kitabevi, pp 67–81.
42. Klibanski A, Biller BMK, Rosenthal DI, Schoenfeld DA, Saxe V (1988). Effects of Prolactin and Estrogen Deficiency in Amenorrheic Bone Loss. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism* 67: 124–130.
43. Greenstein AS, Gorczyca JT (2019). Orthopedic Surgery and the Geriatric Patient. *Clinics in Geriatric Medicine* 35: 65–92.
44. Varacallo MA, Fox EJ (2014). Osteoporosis and Its Complications. *Medical Clinics of North America* 98: 817–831.

45. Raisz LG (2005). Pathogenesis of osteoporosis: concepts, conflicts, and prospects. *The Journal of Clinical Investigation* 115: 3318–3325.
46. Khandelwal S, Lane NE (2023). Osteoporosis: Review of Etiology, Mechanisms, and Approach to Management in the Aging Population. *Endocrinology and Metabolism Clinics of North America* 52: 259–275.
47. Zebaze RM, Ghasem-Zadeh A, Bohte A, Iuliano-Burns S, Mirams M, Price RI, Mackie EJ, Seeman E (2010). Intracortical remodelling and porosity in the distal radius and post-mortem femurs of women: a cross-sectional study. *The Lancet* 375: 1729–1736.
48. Bjørnerem Å (2016). The clinical contribution of cortical porosity to fragility fractures. *BoneKEy Reports* 5: 846.
49. Al-Saleh Y, Sulimani R, Sabico S, Raef H, Fouda M, Alshahrani F, Al Shaker M, Al Wahabi B, Sadat-Ali M, Al Rayes H, *et al.* (2015). 2015 Guidelines for Osteoporosis in Saudi Arabia: Recommendations from the Saudi Osteoporosis Society. *Annals of Saudi Medicine* 35: 1.
50. Cosman F, de Beur SJ, LeBoff MS, Lewiecki EM, Tanner B, Randall S, Lindsay R (2014). Clinician's Guide to Prevention and Treatment of Osteoporosis. *Osteoporosis International* 25: 2359.
51. Adult Positions - ISCD (n.d.). . Available at: <https://iscd.org/learn/official-positions/adult-positions/>. [Accessed: 3 May 2024].
52. Clinical Guidelines — Bone Source (n.d.). . Available at: <https://www.bonesource.org/clinical-guidelines>. [Accessed: 3 May 2024].
53. Watts NB, Bilezikian JP, Camacho PM, Greenspan SL, Harris ST, Hodgson SF, Kleerekoper M, Luckey MM, McClung MR, Pollack RP *et al.* (2010). AMERICAN ASSOCIATION OF CLINICAL ENDOCRINOLOGISTS MEDICAL GUIDELINES FOR CLINICAL PRACTICE FOR THE DIAGNOSIS AND TREATMENT OF POSTMENOPAUSAL OSTEOPOROSIS. *Endocrine practice : official journal of the American College of Endocrinology and the American Association of Clinical Endocrinologists* 16: 1.
54. Gökçe K (2005). Osteoporoz Tanısında Görüntüleme Yöntemleri ve Histomorfometri. In: Gökçe K, editor. *Osteoporoz* Ankara: Güneş Kitabevi, pp 103–125.
55. Leichter I, Karellas A, Shukla SS, Looper JL, Craven JD, Greenfield MA (1985). Quantitative assessment of bone mineral by photon scattering: Calibration considerations. *Medical Physics* 12: 466–468.
56. Vaccaro C, Busetto R, Bernardini D, Anselmi C, Zotti A (2012). Accuracy and precision of computer-assisted analysis of bone density via conventional and digital

- radiography in relation to dual-energy x-ray absorptiometry. *American Journal of Veterinary Research* 73: 381–384.
57. Johnston CC, Epstein S (1981). Clinical, Biochemical, Radiographic, Epidemiologic, and Economic Features of Osteoporosis. *Orthopedic Clinics of North America* 12: 559–569.
 58. Üniversitesi D, Fakültesi T, Diyarbakır BAD, Yöntemleri Ö, Kelimeler A, Kemik :, Yöntemleri D, Yoğunluğu KM (2008). Osteoporoz Tanısında Kullanılan Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçüm Yöntemleri. *Dicle Tıp Dergisi* 35: 216–220.
 59. Glüer C -C, Cummings SR, Pressman A, Li J, Glüer K, Faulkner KG, Grampp S, Genant HK (1994). Prediction of hip fractures from pelvic radiographs: The study of osteoporotic fractures. *Journal of Bone and Mineral Research* 9: 671–677.
 60. Kaufman JJ, Einhorn TA (1993). Perspectives: Ultrasound assessment of bone. *Journal of Bone and Mineral Research* 8: 517–525.
 61. Hans D, Métrailler A, Gonzalez Rodriguez E, Lamy O, Shevroja E (2022). Quantitative Ultrasound (QUS) in the Management of Osteoporosis and Assessment of Fracture Risk: An Update. *Advances in experimental medicine and biology* 1364: 7–34.
 62. Yang SO, Hagiwara S, Engelke K, Dhillon MS, Guglielmi G, Bendavid EJ, Soejima O, Nelson DL, Genant HK (1994). Radiographic absorptiometry for bone mineral measurement of the phalanges: precision and accuracy study. <https://doi.org/10.1148/radiology19238058960> 192: 857–859.
 63. Sindel D (2005). Tanı ve Ayırıcı Tanı. In: Kutsal Y, editor. *Osteoporoz Cep Kitabı* Ankara: Güneş Kitabevi, pp 69–87.
 64. Bouxsein ML, Palermo L, Yeung C, Black DM (2002). Digital X-ray radiogrammetry predicts hip, wrist and vertebral fracture risk in elderly women: a prospective analysis from the study of osteoporotic fractures. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 13: 358–65.
 65. Faulkner KG, Von Stetten E, Miller P (1999). Discordance in Patient Classification Using T-Scores. *Journal of Clinical Densitometry* 2: 343–350.
 66. Cummings SR, Bates D, Black DM (2002). Clinical Use of Bone Densitometry: Scientific Review. *JAMA* 288: 1889–1897.
 67. Looker AC, Orwoll ES, Johnston CC, Lindsay RL, Wahner HW, Dunn WL, Calvo MS, Harris TB, Heyse SP (1997). Prevalence of Low Femoral Bone Density in Older U.S. Adults from NHANES III. *Journal of Bone and Mineral Research* 12: 1761–1768.

68. Tella SH, Gallagher JC (2014). Prevention and treatment of postmenopausal osteoporosis. *The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology* 142: 155–170.
69. Alexandru D, So W (2012). Evaluation and Management of Vertebral Compression Fractures. *The Permanente Journal* 16: 46.
70. Krugh M, Langaker MD (2023). Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. *Encyclopedia of Sports Medicine*. doi:10.4135/9781412961165.n153.
71. Dağistan S (2002). *Sağlıklı ve Osteoporozlu Bireylerde Mandibuler Kemiğin Kalitatif Değerlendirilmesinde PMI, Kortikal Kemik Yüksekliği ve Yoğunluğunun Tanısal Güvenilirliği* Erzurum: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
72. White S, Pharoah M (2018). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi: Hacim Kazanımı. In: Akkaya N, Çokaktaş zuhal, editors. *Oral Radyoloji, İlkeler ve Yorumlama*, 7. Edition Ankara: Palme Yayınevi, pp 185–185.
73. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG (2009). Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *International Journal of Dentistry* 2009: 1–20.
74. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal* 57: 46–60.
75. Kamburoğlu K, Acar B, Yakar EN, Paksoy CS (2012). Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Bölüm 1: Temel Prensipler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 6: 1125–1136.
76. White SC, Pharoah MJ (2014). Oral radiology-E-Book: Principles and interpretation. *Elsevier Health Sciences* 6th ed.
77. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology* 8: 1558–64.
78. Setzer FC, Kratchman SI (2022). Present status and future directions: Surgical endodontics. *International endodontic journal* 55 Suppl 4: 1020–1058.
79. Ziegler CM, Kircher P, Hassfeld S (2002). Analysis of temporomandibular joint synovial fluid using Fourier transform/infrared spectroscopy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 60: 1302–1306.
80. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G (2004). Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 33: 83–86.

81. Bora H (2001). Radyasyon Güvenliği. *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi* 2: 91–98.
82. Patel S, Dawood A, Pitt Ford T, Whaites E (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal* 40: 818–830.
83. Carter L, Farman AG, Geist J, Scarfe WC, Angelopoulos C, Nair MK, Hildebolt CF, Tyndall D, Shrout M (2008). American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 106: 561–562.
84. ergüt abdulkerim, GÜNER OB, ALTINTAŞ G (2015). Mikro-CT Çözünürlüğünün Voksel Tabanlı Model ve Analiz Sonuçları Üzerindeki Etkileri. *Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi* 11: 203–210.
85. Farman AG, Scarfe WC (2009). The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. *Seminars in Orthodontics* 15: 2–13.
86. White SC, Pharoah MJ (2008). The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dental clinics of North America* 52: 689–705, v.
87. Ceydeli N (2000). *Radyolojik Görüntüleme Tekniği* Merit Medikal Teknolojiler LTD.
88. Oyar O (1998). *Radyolojide Temel Fizik Kavramlar* Nobel Tıp Kitabevleri.
89. Nair MK, Nair UP (2007). Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *Journal of endodontics* 33: 1–6.
90. Yamamoto K, Ueno K, Seo K, Shinohara D (2003). Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthodontics & Craniofacial Research* 6: 160–162.
91. Farman AG (2009). Self-referral: an ethical concern with respect to multidimensional imaging in dentistry? *Journal of Applied Oral Science* 17: i.
92. Mah J, Enciso R, Jorgensen M (2003). Management of impacted cuspids using 3-D volumetric imaging. *Journal of the California Dental Association* 31: 835–41.
93. Danforth RA, Peck J, Hall P (2003). Cone beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships. *Journal of the California Dental Association* 31: 847–52.
94. Ergün S, Güneri P (2019). DENTAL DİJİTAL GÖRÜNTÜLEMEDE ÜÇÜNCÜ BOYUT. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 133–142.

95. AKTAN AM, GÜNGÖR E, ÇİFTÇİ ME, İŞMAN Ö (2015). DİŞ HEKİMLİĞİNDE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 25: 71–76.
96. Singh P (2013). Cone beam computed tomography: a new trend for craniofacial treatment planning. *Biomedical journal* 36: 152.
97. Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, Sato H (2000). Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 89: 509–18.
98. Büyük S kutalmış, Ramoğlu Sİ (2011). ORTODONTİK TEŞHİSTE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 20: 227–234.
99. Guttenberg SA (2008). Oral and maxillofacial pathology in three dimensions. *Dental clinics of North America* 52: 843–73, viii.
100. Eggers G, Mühling J, Hofele C (2009). Clinical use of navigation based on cone-beam computer tomography in maxillofacial surgery. *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 47: 450–4.
101. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M (2015). Cone beam computed tomography - know its secrets. *Journal of international oral health : JIOH* 7: 64–8.
102. Consolaro A (2019). Extreme root resorption in orthodontic practice: teeth do not have to be replaced with implants. *Dental Press Journal of Orthodontics* 24: 20.
103. Patel S, Ford TP (2007). Is the resorption external or internal? *Dental update* 34: 218–20, 222, 224–6, 229.
104. Makedonas D, Lund H, Gröndahl K, Hansen K (2012). Root resorption diagnosed with cone beam computed tomography after 6 months of orthodontic treatment with fixed appliance and the relation to risk factors. *The Angle orthodontist* 82: 196–201.
105. Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM (2007). Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology* 23: 105–13.
106. Barbosa dos Santos J, Francisco Mateo-Castillo J, Kenji Nishiyama C, Augusto Esper L, de Castro Pinto L, Ramos Pinheiro C (2018). External root resorption: diagnosis and treatment. clinical case report. *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy* Volume 9.
107. Patel S, Brown J, Semper M, Abella F, Mannocci F (2019). European Society of Endodontology position statement: Use of cone beam computed tomography in

Endodontics: European Society of Endodontology (ESE) developed by. *International endodontic journal* 52: 1675–1678.

108. Setzer FC, Hinckley N, Kohli MR, Karabucak B (2017). A Survey of Cone-beam Computed Tomographic Use among Endodontic Practitioners in the United States. *Journal of endodontics* 43: 699–704.
109. Rajput A, Talwar S, Chaudhary S, Khetarpal A (2012). Successful management of pulpo-periodontal lesion in maxillary lateral incisor with palatogingival groove using CBCT scan. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research* 23: 415–8.
110. Lindhe J, Lang N, Karring T (2008). Clinical Periodontology and Implant Dentistry. In: Lindhe J, Karring T, Araujo M, editors. *The Anatomy of Periodontal Tissues* Singapore: Blackwell Publishing Ltd, pp 3–8.
111. Highfield J (2009). Diagnosis and classification of periodontal disease. *Australian dental journal* 54 Suppl 1: S11-26.
112. Newman M, Takei H, Carranza F (2002). Radiographic Aids in the Diagnosis of Periodontal Disease. In: Carranza F, Takei H, editors. *Clinical Periodontology* Philadelphia: W.B: Saunders Co., pp 454–468.
113. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L (2005). Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *Journal of periodontology* 76: 665–73.
114. Walter C, Kaner D, Berndt DC, Weiger R, Zitzmann NU (2009). Three-dimensional imaging as a pre-operative tool in decision making for furcation surgery. *Journal of clinical periodontology* 36: 250–7.
115. Jervøe-Storm P-M, Hagner M, Neugebauer J, Ritter L, Zöller JE, Jepsen S, Frentzen M (2010). Comparison of cone-beam computerized tomography and intraoral radiographs for determination of the periodontal ligament in a variable phantom. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 109: e95-101.
116. Misch KA, Yi ES, Sarment DP (2006). Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *Journal of periodontology* 77: 1261–6.
117. Eleftheriadis JN, Athanasiou AE (1996). Evaluation of impacted canines by means of computerized tomography. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery* 11: 257–64.
118. Herring JT (2006). The effectiveness of orthodontists and oral radiologists in the diagnosis of impacted maxillary canines. doi:10.17615/GGZ7-4G14.

119. Kim S-H, Choi Y-S, Hwang E-H, Chung K-R, Kook Y-A, Nelson G (2007). Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 131: S82-9.
120. Hechler SL (2008). Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dental clinics of North America* 52: 809–23, vii.
121. Hutchinson SY (2005). Cone beam computed tomography panoramic images vs. traditional panoramic radiographs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 128: 550.
122. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF, Yuan P, Chen K-C, Li J, Zhang X, Tang Z, Alfi DM (2015). Algorithm for planning a double-jaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation (CASS) protocol. Part 1: planning sequence. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 44: 1431–40.
123. Resnick CM, Inverso G, Wrzosek M, Padwa BL, Kaban LB, Peacock ZS (2016). Is There a Difference in Cost Between Standard and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery? *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 74: 1827–33.
124. Qiu B, van der Wel H, Kraeima J, Glas HH, Guo J, Borra RJH, Witjes MJH, van Ooijen PMA (2021). Mandible Segmentation of Dental CBCT Scans Affected by Metal Artifacts Using Coarse-to-Fine Learning Model. *Journal of personalized medicine* 11.
125. Deng HH, Liu Q, Chen A, Kuang T, Yuan P, Gateno J, Kim D, Barber JC, Xiong KG, Yu P, *et al.* (2023). Clinical feasibility of deep learning-based automatic head CBCT image segmentation and landmark detection in computer-aided surgical simulation for orthognathic surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 52: 793–800.
126. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K (2008). Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dento maxillo facial radiology* 37: 72–9.
127. Bamgbose BO, Adeyemo WL, Ladeinde AL, Ogunlewe MO (2008). Conebeam computed tomography (CBCT): the new vista in oral and maxillofacial imaging. *Nigerian quarterly journal of hospital medicine* 18: 32–5.
128. Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J (2008). Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dento maxillo facial radiology* 37: 10–7.

129. Resnick D (1988). Common disorders of synovium-lined joints: pathogenesis, imaging abnormalities, and complications. *AJR American journal of roentgenology* 151: 1079–93.
130. Ahmad M, Hollender L, Anderson Q, Kartha K, Ohrbach R, Truelove EL, John MT, Schiffman EL (2009). Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 107: 844–60.
131. Alper Görgen V, Güler Ç, Kızılcı E, Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı İ (2014). Diş Hekimliğinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi CBCT. *Annals of Health Sciences Research* 3: 36–40.
132. Kuru L, Toprakseven R (2007). Osteoporoz ile Periodontal Hastalık İlişkisi 52–55.
133. White SC, Taguchi A, Kao D, Wu S, Service SK, Yoon D, Suei Y, Nakamoto T, Tanimoto K (2005). Clinical and panoramic predictors of femur bone mineral density. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 16: 339–46.
134. von Wowern N (2001). General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Clinical oral investigations* 5: 71–82.
135. Yılmaz HH, Yaşar F (2009). Osteoporoz ve dişhekimliği. *Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* 10.
136. Binte Anwar R, Tanaka M, Kohno S, Ikegame M, Watanabe N, Nowazesh Ali M, Ejiri S (2007). Relationship between porotic changes in alveolar bone and spinal osteoporosis. *Journal of dental research* 86: 52–7.
137. Coutel X, Delattre J, Marchandise P, Falgayrac G, Béhal H, Kerckhofs G, Penel G, Olejnik C (2019). Mandibular bone is protected against microarchitectural alterations and bone marrow adipose conversion in ovariectomized rats. *Bone* 127: 343–352.
138. Singhal S, Chand P, Singh BP, Singh SV, Rao J, Shankar R, Kumar S (2012). The effect of osteoporosis on residual ridge resorption and masticatory performance in denture wearers. *Gerodontology* 29: e1059-66.
139. Horner K, Devlin H (1998). The relationships between two indices of mandibular bone quality and bone mineral density measured by dual energy X-ray absorptiometry. *Dento maxillo facial radiology* 27: 17–21.
140. Klemetti E, Vainio P, Lassila V, Alhava E (1993). Trabecular bone mineral density of mandible and alveolar height in postmenopausal women. *Scandinavian journal of dental research* 101: 166–70.

141. Beşparmak A (1996). Postmenopozal kadınlarda osteoporozun mandibula üzerindeki etkisi.
142. Bodur A (2004). Osteoporoz: Çene Kemikleri ve Periodontitis ile İlişkisi. *Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi* 21: 53–60.
143. Currey JD, Shahar R (2013). Cavities in the compact bone in tetrapods and fish and their effect on mechanical properties. *Journal of structural biology* 183: 107–22.
144. Cooper DML, Kawalilak CE, Harrison K, Johnston BD, Johnston JD (2016). Cortical Bone Porosity: What Is It, Why Is It Important, and How Can We Detect It? *Current osteoporosis reports* 14: 187–98.
145. Schneider P, Krucker T, Meyer E, Ulmann-Schuler A, Weber B, Stampanoni M, Müller R (2009). Simultaneous 3D visualization and quantification of murine bone and bone vasculature using micro-computed tomography and vascular replica. *Microscopy research and technique* 72: 690–701.
146. Schneider P, Stauber M, Voide R, Stampanoni M, Donahue LR, Müller R (2007). Ultrastructural properties in cortical bone vary greatly in two inbred strains of mice as assessed by synchrotron light based micro- and nano-CT. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 22: 1557–70.
147. Bousson V, Peyrin F, Bergot C, Hausard M, Sautet A, Laredo J-D (2004). Cortical bone in the human femoral neck: three-dimensional appearance and porosity using synchrotron radiation. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 19: 794–801.
148. Kingsmill VJ, Gray CM, Moles DR, Boyde A (2007). Cortical vascular canals in human mandible and other bones. *Journal of dental research* 86: 368–72.
149. Stein MS, Feik SA, Thomas CD, Clement JG, Wark JD (1999). An automated analysis of intracortical porosity in human femoral bone across age. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 14: 624–32.
150. Zebaze R, Seeman E (2015). Cortical Bone: A Challenging Geography. *Journal of Bone and Mineral Research* 30: 24–29.
151. Klemetti E, Kolmakov S, Kröger H (1994). Pantomography in assessment of the osteoporosis risk group. *Scandinavian journal of dental research* 102: 68–72.
152. Klemetti E, Kolmakov S, Heiskanen P, Vainio P, Lassila V (1993). Panoramic mandibular index and bone mineral densities in postmenopausal women. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 75: 774–9.

153. Kribbs PJ (1990). Comparison of mandibular bone in normal and osteoporotic women. *The Journal of prosthetic dentistry* 63: 218–22.
154. von Wovern N (1985). Dual-photon absorptiometry of mandibles: in vitro test of a new method. *Scandinavian journal of dental research* 93: 169–77.
155. Bassi F, Procchio M, Fava C, Schierano G, Preti G (1999). Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography. *Clinical oral implants research* 10: 356–61.
156. Mohajery M, Brooks SL (1992). Oral radiographs in the detection of early signs of osteoporosis. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 73: 112–7.
157. Halling A, Persson GR, Berglund J, Johansson O, Renvert S (2005). Comparison between the Klemetti index and heel DXA BMD measurements in the diagnosis of reduced skeletal bone mineral density in the elderly. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 16: 999–1003.
158. Bodade PR, Mody RN (2013). Panoramic radiography for screening postmenopausal osteoporosis in India: a pilot study. *Oral health and dental management* 12: 65–72.
159. Dagistan S, Bilge OM (2010). Comparison of antegonial index, mental index, panoramic mandibular index and mandibular cortical index values in the panoramic radiographs of normal males and male patients with osteoporosis. *Dento maxillo facial radiology* 39: 290–4.
160. Deguchi T, Yoshihara A, Hanada N, Miyazaki H (2008). Relationship between mandibular inferior cortex and general bone metabolism in older adults. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 19: 935–40.
161. Ledgerton D, Horner K, Devlin H, Worthington H (1999). Radiomorphometric indices of the mandible in a British female population. *Dento maxillo facial radiology* 28: 173–81.
162. Devlin H, Horner K (2002). Mandibular radiomorphometric indices in the diagnosis of reduced skeletal bone mineral density. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 13: 373–8.
163. Klemetti E, Kolmakow S (1997). Morphology of the mandibular cortex on panoramic radiographs as an indicator of bone quality. *Dento maxillo facial radiology* 26: 22–5.

164. Karadag I, Yilmaz HG (2022). Evaluation of change in trabecular bone structure surrounding dental implants by fractal dimension analysis and comparison with radiomorphometric indicators: a retrospective study. *PeerJ* 10: e13145.
165. Ledgerton D, Horner K, Devlin H, Worthington H (1997). Panoramic mandibular index as a radiomorphometric tool: an assessment of precision. *Dento maxillo facial radiology* 26: 95–100.
166. Koth VS, Salum FG, de Figueiredo MAZ, Cherubini K (2021). Repercussions of osteoporosis on the maxillofacial complex: a critical overview. *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 39: 117–125.
167. Roberts N, Puddephat MJ, McNulty V (2000). The benefit of stereology for quantitative radiology. *The British journal of radiology* 73: 679–97.
168. Pakkenberg B (1992). Stereological quantitation of human brains from normal and schizophrenic individuals. *Acta neurologica Scandinavica Supplementum* 137: 20–33.
169. Clatterbuck RE, Sipos EP (1997). The efficient calculation of neurosurgically relevant volumes from computed tomographic scans using Cavalieri's Direct Estimator. *Neurosurgery* 40: 339–42; discussion 343.
170. Bulut E, Şahin B, Muğlalı M, Bekçioğlu B (2012). Comparison of the planimetry and point-counting methods for the assessment of the size of the mandible cysts on orthopantomograms. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal* 17: e442-6.
171. Gong QY, Tan LT, Romaniuk CS, Jones B, Brunt JN, Roberts N (1999). Determination of tumour regression rates during radiotherapy for cervical carcinoma by serial MRI: comparison of two measurement techniques and examination of intraobserver and interobserver variability. *The British journal of radiology* 72: 62–72.
172. Sahin B, Ergur H (2006). Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: a stereological gold standard study. *European journal of radiology* 57: 96–101.
173. Canan S (2002). Toplam Hacim, Hacim Yoğunluğu ve Hacim Oranlarının Hesaplanmasında Kullanılan Bir Stereolojik Yöntem: Cavalieri Prensibi. ... *Türkiye Klinikleri Tıp*
174. Acer N, Uğurlu N, Uysal DD, Unur E, Turgut M, Camurdanoğlu M (2010). Comparison of two volumetric techniques for estimating volume of intracerebral ventricles using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Anatomical science international* 85: 131–9.
175. Bilgic S, Sahin B, Sonmez OF, Odaci E, Colakoglu S, Kaplan S, Ergur H (2005). A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri

principle and computed tomography images. *Clinical neurology and neurosurgery* 107: 282–8.

176. Updike SX, Nowzari H (2008). Fractal analysis of dental radiographs to detect periodontitis-induced trabecular changes. *Journal of periodontal research* 43: 658–64.
177. Son C, Choi MS, Park J-C (2020). Different Responsiveness of Alveolar Bone and Long Bone to Epithelial-Mesenchymal Interaction-Related Factor. *JBMR plus* 4: e10382.
178. Dvorak G, Reich KM, Tangl S, Goldhahn J, Haas R, Gruber R (2011). Cortical porosity of the mandible in an osteoporotic sheep model. *Clinical Oral Implants Research* 22: 500–505.
179. Martin RB, Pickett JC, Zinaich S (1980). Studies of skeletal remodeling in aging men. *Clinical orthopaedics and related research* 268–82.
180. Laval-Jeantet AM, Bergot C, Carroll R, Garcia-Schaefer F (1983). Cortical bone senescence and mineral bone density of the humerus. *Calcified tissue international* 35: 268–72.
181. Verna C, Melsen B, Melsen F (1999). Differences in static cortical bone remodeling parameters in human mandible and iliac crest. *Bone* 25: 577–83.
182. Aaron JE, Makins NB, Sagreiya K (1987). The microanatomy of trabecular bone loss in normal aging men and women. *Clinical orthopaedics and related research* 260–71.
183. Kayipmaz S, Akçay S, Sezgin S (2017). Osteoporotic mandibular changes caused by type 2 diabetes mellitus: a comparative study by cone beam computed tomography imaging. *Oral Radiology* 33: 108–116.
184. Du X, Jiao J, Cheng X, Wang L, Li K, Liu H, Wang C, Arena C, Zhurakivska K, Guglielmi G, *et al.* (2017). Age-related changes of bone mineral density in mandible by quantitative computed tomography. *Journal of biological regulators and homeostatic agents* 31: 997–1003.
185. Sahin B, Acer N, Sonmez OF, Emirzeoglu M, Basaloglu H, Uzun A, Bilgic S (2007). Comparison of four methods for the estimation of intracranial volume: a gold standard study. *Clinical anatomy (New York, NY)* 20: 766–73.

Ek 1. Etik kurul onayı

	T.C. KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu
Sayı : 64529847 / 18 Konu : Etik Kurul Onay Belgesi	19/06 /2023
Sayın; Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Başkanı "Mandibular Kortikal Pörözitenin Yaşa Bağlı Değişiminin Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi" başlıklı tez amaçlı Etik Kurulu 2023/11 protokol numaralı çalışma önerisi raporör ve etik kurulu görüşleri doğrultusunda; tıbbi etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir. Bilgilerini ve gereğini rica ederim Doç. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ Etik Kurul Başkan Yrd.	
Ek: 1 Adet Onay Belgesi	
61080 – Trabzon / TÜRKİYE Tel: +90 (462) 325 30 16	Faks: +90 (462) 325 30 17 dis@ktu.edu.tr
e-mail:	

Ek 1. (Devam)

KTÜ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Mandibular Kortikal Pörözitenin Yaşa Bağlı Değişiminin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi		
	ARAŞTIRMANIN PROTOKOL/PLAN KODU	2023/11		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi		
	TEZ SAHİBİ/DİĞER ARAŞTIRICILAR, UNVANI/ADI/SOYADI	Arş. Gör. Dt. Ayşenur BAKAL, Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ, Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER, Dr. Öğr. Üyesi Senem Tuğra DÖNMEZ		
	DESTEKLEYİCİ			
	ARAŞTIRMANIN NİTELİĞİ			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	TEZ X	AKADEMİK AMAÇLI	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ X	ÇOK MERKEZLİ	ULUSAL ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANİ			Türkçe X İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama	
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	☐		
	SİGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
DİĞER:	☐			

Ek 1. (devam)**KTÜ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU**

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 15/1	Tarih: 13.06.2023
	Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ'ın sorumluluğunda yürütülmesi planlanan Arş. Gör. Dt. Ayşenur BAKAL'a ait "Mandibular Kortikal Pörözitenin Yaşa Bağlı Değişiminin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İle Değerlendirilmesi" başlıklı 2023/11 no.lu ve yukarıda başvuru bilgileri verilen tez başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, gerçekleştirilmesinde etik sakınca bulunmadığına, toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.	

KTÜ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU	
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		İlişki *		Katılım **		İmza
Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER Başkan	Pedodonti	KTÜ Dış Fakültesi	E	X	K	E	X	H	
Doç. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ Başkan Yrd.	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	KTÜ Dış Fakültesi	E	X	K	E	H	X	
Prof. Dr. Sedanur TURGUT Raportör	Protetik Diş Tedavisi	KTÜ Dış Fakültesi	E		K	X	E	H	
Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ Üye	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	KTÜ Dış Fakültesi	E	X	K	E	X	H	
Prof. Dr. Özgül BAYGIN Üye	Pedodonti	KTÜ Dış Fakültesi	E		K	X	E	H	
Doç. Dr. Cem ÜNGÖR Üye	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	KTÜ Dış Fakültesi	E	X	K	E	H	X	
Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ Üye	Protetik Diş Tedavisi	KTÜ Dış Fakültesi	E		K	X	E	H	

- * :Araştırma ile İlişki
** :Toplantıda Bulunma

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Ayşenur BAKAL
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi :
Telefon (İş) :
E-Posta :
Yazışma Adresi (İş) :

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans/ Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Konak Anadolu Lisesi	2013

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	Karadeniz Teknik Üniversitesi	2021-

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi