

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI DİJİTAL RADYOLOJİK TEKNİKLERLE
ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLERDE FRAKTAL ANALİZ
METODUNUN VE FRAKTAL
BOYUTUN EX VİVO DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Esra YAVUZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Selmi Yılmaz

2022-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Esra YAVUZ tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. .../...../.....

İmza

Üye : Doç. Dr. Selmi Yılmaz
(Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Belde Arsan
(Medeniyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Sevcihan Günen Yılmaz
(Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)

Bu tez,/...../..... tarih ve/..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

Esra YAVUZ

İmza

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Selmi Yılmaz

İmza

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım sırasında bütün bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, klinik tecrübelerini ve değerli görüşlerini benimle paylaşan, öğrencisi olduğum için kendimi şanslı hissettiğim değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Selmi YILMAZ'a,

Uzmanlık dönemim boyunca her konuda bilgi ve tecrübesiyle eğitimime katkı sağlayan, her konuda desteğini gördüğüm çok kıymetli hocam Dr. Öğr. Üyesi Sevcihan GÜNEN YILMAZ'a,

Tüm samimiyetiyle ve desteğiyle her zaman yanımda olan, fedakâr ve sabırlı saygıdeğer hocam Uzm. Dr. Dt. Hümeysra Tercanlı ALKIŞ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan ve zaman geçirmekten büyük keyif aldığım, tüm asistan arkadaşlarım ve Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı personeline,

Hayatımın her anında sevgilerini hissettiğim, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili babam Selim SERT, annem Hatice SERT, abim Yusuf SERT, ablam Fatma Betül Sert Keha'ya

Hayatım boyunca beni her adımında destekleyen, eğitim sürecim boyunca beni sürekli yüreklendiren, sevgisini her zaman hissettiğim, canım eşim Hayrettin YAVUZ'a

Canım kızım Nilüfer İrem'e,

Tüm kalbimle sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Amaç: Radyolojik değerlendirme, diş hekimliği pratiğinde önemli bir yere sahiptir. Sert doku hakkında zengin bilgiler sunan çeşitli görüntüleme yöntemleri vardır. Son yıllarda yapılan radyografik analizler de radyografik değerlendirmeye ayrı bir boyut kazandırmıştır. Bu analizlerden birisi olan fraktal analiz (FA) metodu kemik yapının objektif olarak değerlendirilmesini mümkün kılmıştır. Bu tez çalışmasının amacı, farklı radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyutu (FB) değerlendirmektir.

Yöntem: Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Çalışma için 15 adet koyun hemimandibulası; periapikal, panoramik radyografik cihazlarla ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile iki farklı modda (standart ve yüksek çözünürlüklü) görüntülenmiştir. Görüntülerde, angulus mandibulada belirlenen ilgi alanı üzerinde FA uygulanmıştır. Veriler Jamovi 1.6.23 istatistik paket programında analiz edilmiştir. $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Bulgular: En yüksek FB değeri dijital periapikal radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut (PaFB) ($1,28\pm0,04$) olup, en düşük FB değeri ise standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyuttur (STD-KIBTFB) ($1,12\pm0,10$). PaFB değeri ile dijital panoramik radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut (PanFB) değeri arasında istatistiki olarak anlamlı bir farklılık olmamasına rağmen ($p=0,485$), PaFB değeri, STD-KIBTFB ($p<0,001$) ve yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut (HR-KIBTFB) değerine göre ($p=0,007$) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. PanFB ile HR-KIBTFB değeri arasında anlamlı bir farklılık yokken ($p=0,325$), PanFB değerinin STD-KIBTFB değerinden anlamlı derece yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p=0,004$). HR-KIBTFB değeri ile STD-KIBTFB değeri arasında istatistiki olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p=0,122$).

Sonuç: Çalışmamızın sonuçlarına göre FA için en avantajlı yöntemin periapikal görüntüleme tekniği olabileceği düşünülmektedir. KIBT ise periapikal veya panoramik radyografik görüntülemeden sonra tercih edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Fraktal analiz, Fraktal boyut, panoramik radyografi, periapikal radyografi, KIBT

ABSTRACT

Objective: Radiological examination has an important role in dental practice. There are several imaging methods that provide diverse information about hard tissue. In recent years, radiographic analyzes have brought a novel aspect to radiographic evaluation. One of these analyzes, the fractal analysis (FA) method, made it possible to evaluate the bone structure objectively. The aim of this thesis is to evaluate the fractal dimension (FB) obtained from different radiographic images.

Method: This study was carried out at Akdeniz University Faculty of Dentistry, Department of Oral, Dental and Maxillofacial Radiology. For this study, 15 sheep hemimandibulae; were imaged with periapical, panoramic radiographic devices and cone-beam computed tomography (CBCT) in two different modes (standard and high resolution). In the images, FA was applied on the region of interest determined on the angulus mandible. The data were analyzed in the Jamovi 1.6.23 statistical package program. A p value of <0.05 was considered statistically significant.

Results: The maximum FB value is fractal dimension obtained from digital periapical radiographic images (PaFD) (1.28 ± 0.04), and the minimum FB value is fractal dimension obtained from standard resolution cone beam computed tomography images (STD-CBCTFD) (1.12 ± 0.10). Although there was no statistically significant difference between the PaFB value and the fractal dimension value obtained from digital panoramic radiographic images (PanFD) ($p=0.485$), PaFD value was found to be significantly higher than STD-KIBTFB ($p<0.001$) and fractal dimension value obtained from high-resolution cone beam computed tomography images (HR-KIBTFB) ($p=0.007$). There was no significant difference between PanFB and HR-KIBTFB value ($p=0.325$), however, PanFB value was found to be significantly higher than STD-KIBTFB value ($p=0.004$). There was no statistically significant difference between HR-KIBTFB value and STD-KIBTFB value ($p=0.122$).

Conclusion: According to the results of our study, it is thought that the most convenient method for FA may be the periapical imaging technique. CBCT may be preferred after periapical or panoramic radiographic imaging.

Keywords: Fractal analysis, fractal dimension, panoramic radiography, periapical radiography, CBCT

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
TABLolar DİZİNİ	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyoloji	3
2.1.1. X-ışınının Tarihçesi	3
2.1.2. X-Işını Özellikleri	4
2.1.3. X-Işını Oluşumu	5
2.1.4. Görüntüleme	6
2.1.5. Diş Hekimliği Pratiğinde Kullanılan Radyografi Teknikleri	7
2.2. Fraktal Analiz	15
2.2.1. Fraktal Analiz Metodları	19
2.2.2. Fraktal Analizin Kullanım Alanları	20
2.2.3. Fraktal Analizin Görüntüleme Yöntemleriyle Kullanımı	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1. Deney gruplarının hazırlanması	24
3.2. Görüntülerin Elde Edilmesi	24
3.2.1. Panoramik Radyografi ile Görüntü Elde Edilmesi	25

3.2.2. Periapikal Radyografi ile Görüntü Elde Edilmesi	26
3.2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Görüntülerin Elde edilmesi	27
3.3. Fraktal Analizin Uygulanması	27
3.3.1 Fraktal Analiz İşlem Sırası	29
3.4. İstatiksel Analiz	32
4. BULGULAR	33
5. TARTIŞMA	37
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	48
KAYNAKLAR	50
EKLER	63
EK-1 Etik Kurul Onay Belgesi	63
ÖZGEÇMİŞ	64

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı tomografi

CCD: Charge coupled device

CMOS/APS: Complementary metal oxide semiconductor/active pixel sensörler

DVT: Dental volumetrik tomografi

EEG: Elektroensefalografi

FA: Fraktal analiz

FB: Fraktal Boyut

FOV: Field of view

HR: Yüksek çözünürlük (high resolution)

HR-KIBTFB: Yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut

İA: İlgi alanı

KIBT: Konik ışınli bilgisayarlı tomografi

PaFB: Dijital periapikal radyografik görüntülerden edilen fraktal boyut

PanFB: Djital panoramik radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut

PSP: Fosfor plak sistemi (Photostimulable phospor)

STD: Standart çözünürlük

STD-KIBTFB: Standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut

TME: Temporomandibular eklem

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Paralel teknik	9
Şekil 2.2. Açığortay tekniği	10
Şekil 2.3. Cantor set, Sierpinski üçgeni, Koch kar tanesi	17
Şekil 2.4. Koch eğrisi modeli	17
Şekil 2.5. Doğada fraktal örnekleri	18
Şekil 2.6. Kutu sayma metodu	20
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan koyun hemimandibulaları	24
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan dijital panoramik radyografi cihazı	25
Şekil 3.3. Modellerden periapikal radyografi elde edilmesi	26
Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı.	27
Şekil 3.5. Periapikal radyografik görüntüde belirlenen İA	28
Şekil 3.6. Panoramik radyografik görüntüde belirlenen İA	28
Şekil 3.7. Cross-sectional KIBT görüntüsü üzerinde belirlenen İA.	29
Şekil 3.8. Fraktal analizdeki aşamalar	30
Şekil 3.9. Image J programında kutu sayma metodu	31
Şekil 3.10 Trabeküler kemik içeren toplam kutu sayısı ile klavuzdaki toplam kutu boyutunun logaritmik ölçekte çizimi.	31

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Açıortay tekniğinde kılavuz açılar	11
Tablo 2.2. Fraktal analiz metodları	19
Tablo 4.1 Görüntüleme Teknikleri ile Elde Edilen Fraktal Boyutların Normallik Sınaması Sonuçları	33
Tablo 4.2. Ölçümlerin ve Kullanılan Tekniklerin Tanımlayıcı İstatistikleri	34
Tablo 4.3. Ölçümlerin ve Kullanılan Tekniklerin Fark Analizi Sonuçları	34
Tablo 4.4. Tekniklerin farklı zamanlarda yapılan ölçümlerinde yaşanabilecek farklılık sonuçları	35
Tablo 4.5. Tekniklerin Farklı Ölçümlerdeki Korelasyon Analizi Sonuçları	36

1.GİRİŞ

X-ışının keşfiyle birlikte bilim insanları biyolojik canlı dokuların görüntülenmesi konusunda önemli adımlar atmışlardır. Böylece röntgen cihazları, insanlık tarihinde tıbbı armağan edilen en önemli icatlardan birisi haline gelmiştir. 1986 yılında diş hekimliği pratiğine dahil olan röntgen cihazları ile ilk intraoral radyografik görüntüler elde edilmiştir. Bu sayede X-ışını ile anatomik yapıların, varyasyonlarının ve patolojik durumun değerlendirilmesi mümkün kılınmıştır. Daha az radyasyon dozuna maruz kalınan ve daha hızlı işlem süreleri sağlayan panoramik radyografik görüntüleme ve tomografi dahil olmak üzere, dental görüntüleme tekniklerinde günümüze değin önemli ilerlemeler kaydedilmiştir.⁽¹⁻³⁾ Artan gereksinimler diş hekimliğinde 3 boyutlu görüntülemeyi mecbur kılmıştır ve bilgisayarlı tomografinin (BT) keşfinden sonra, diş hekimliği pratiğine uygun konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) cihazları 1995 yılında klinik kullanıma sunulmuştur.⁽⁴⁾

Tüm bu cihazların ve yeni görüntüleme tekniklerinin bulunmasıyla, radyolojik görüntüleme diş hekimliği pratiğinde oldukça önemli bir yer edinmiştir. Dental radyografiler ve KIBT cihazları; sistemik hastalıkların çenelerde yaptığı değişimlerin, temporomandibular eklemin (TME), diş çürüklerinin, periodontal dokuların, patolojilerin boyut ve lokalizasyonunun, damak yarık hattının, diş köklerinin ve bunlara ait patolojilerin, sinüs ve hava yolunun, gömülü dişlerin pozisyonun değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Tüm bunların yanında radyografiler ile dental anomalilerin ve gelişimsel bozukluklarla birlikte sert dokuda meydana getirdiği değişimlerin incelenmesi, implant planlama ve travma sonrası çene kemiğinin değerlendirilmesi mümkün olmuş ve tanı, tedavi planlaması ve hasta takibi basamaklarında kullanılmıştır ve kullanılmaya devam etmektedir.^(1, 2, 5)

Radyografik değerlendirmeler, özellikle kemik yapıda meydana gelen değişimleri incelemede önemli araçlar olarak kullanılır. Radyografiler ile anatomik ve patolojik yapı genel olarak değerlendirilebilir. Radyografik değerlendirmelerde bazen gözlemciler arası farklılıklar söz konusu olmaktadır. Bu yüzden milimetrik boyutta objektif değerlendirme için ek radyomorfometrik analizlere ihtiyaç duyulabilmektedir.⁽⁶⁾ Radyomorfometrik analizlerden olan mandibular indeks, mandibular kortikal indeks, mental indeks, antegonial indeks, gonial indeks ölçümleri

kemiği çizgisel ölçümlerle değerlendirir. Trabeküler sayı, kalınlık ve trabeküler ayrılma, fraktal analiz (FA) ölçümleri ise kemiği özel programlar aracılığıyla mikroyapısal analizlerle değerlendirirler. Bu analizler ile özellikle kemik yoğunluğunu ve kalitesi değerlendirilir.⁽⁷⁻⁹⁾

FA, kemik yapıyı sayısal verilerle değerlendirmek için kullanılır ve elde edilen sayısal değere fraktal boyut (FB) denilir. FB'nin azalması ise kemik mineral kaybı ile ilişkilidir. FB'nin artması kemiğin daha dens, azalması daha pöröz yapıda olduğunu göstermektedir. FB artıkça kemik kalitesi artmaktadır.⁽¹⁰⁾ Kemik trabeküllerinin karmaşıklığı artıkça FB'nin arttığı da bir diğer görüştür. Tıpta ve diş hekimliğinin çeşitli alanlarında FA ile yapılan birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda genellikle olası sistemik hastalıkların çene kemiğinde meydana getirdiği değişiklikler veya tedavi öncesi ve sonrasında kemikte meydana gelen değişimler FA ile değerlendirilmiştir.^(7, 11)

Literatür incelendiğinde FA için birden çok görüntüleme tekniğinin kullanıldığı görölmüştür. Araştırmacılar FB için teknikleri karşılaştırmıştır. Farklı görüntüleme yöntemlerinin FB'yi değerlendirmek için benzer görüntü kalitesinde olmadığı ve ince trabeküllerin bazı görüntülerde görüntülenememesi nedeniyle FB ölçümleri arasında farklılıklar olduğu saptanmıştır.^(12, 13) Mevcut tez çalışmamızda; FA'nın farklı görüntüleme teknikleri ile uygulanabilir olup olmadığını, FA'nın hangi radyografik görüntülerde kemiğin kalitesi hakkında daha doğru bilgi verdiğini ve kemiğin trabeküler yapısını daha ayrıntılı gösterdiğini tespit etmeyi amaçlamaktayız. Çalışmamız ex vivo olarak tasarlanmıştır. Periapikal, panoramik radyografik teknikler ve KIBT teknikleri kullanılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoloji

2.1.1. X-ışının Tarihçesi

Fizik profesörü olan Wilhelm Conrad Röntgen, 1895 yılında ‘Crookes tüpünde’ katot ışınlarını üzerine çalışmalar yapıyordu. Crookes tüpleri havası alınmış cam tüplerdir ve bu tüp içerisindeki boşlukta, elektronlar katottan anota geçebilir. Röntgen’den önce de Crookes tüpünde yapılan çalışmalar mevcuttu. Fakat Röntgen bu çalışmalardan farklı olarak; kurmuş olduğu deney düzeneğinde, Crookes tüpüne yüksek voltaj uygulamış ve baryum platinosiyanürlü levha kullanmıştır. Böylece ilk defa tesadüfi olarak tüpün oldukça uzağında floresans gözlemlemiştir. Röntgen, bu ışınların, bilinmeyen yeni bir ışın olduğunu keşfetmiş ve bunlara X-ışınları adını vermiştir. X-ışını kaynağı ve kurşun levha arasına konulan katı cisimlerin görüntülenebildiğini gözlemleyen Röntgen, X-ışınını canlılar üzerinde de denemeye karar vermiştir. Bu görüntüleri ve uyguladığı tekniği Würzburg Tıp Derneği’ne sunan Röntgen sayesinde basit bir röntgen cihazı imal edilmiştir. Bu icadıyla 1901 yılında Wilhelm Conrad Röntgen Nobel Fizik Ödülü’nü almıştır.^(14, 15)

Röntgen kullanımı tıp alanında ilk kez 1895 yılında, diş hekimliği pratiğinde ise 1896 yılında başlamıştır. Otto Walkoff ilk defa kendi dişleri görüntülemiştir.⁽¹⁶⁾ Ülkemizde ise X-ışınları ile çalışmalar ilk defa 1896 yılında Galatasaray Lisesi’nde fizik ve matematik öğretmeni olan Mösyö İzuar tarafından yapılmıştır. Tıp amaçlı ilk kullanımı ise Mekteb-i Tıbbiye-i Mülkiye’den yeni mezun fizik asistanı Dr. Esat Feyzi ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir.⁽¹⁴⁾

Daha sonraki yıllarda ise X-ışınlarından faydalanılarak yeni görüntüleme teknikleri geliştirildi. 1900’lerin başında tüm alt ve üst çeneyi görüntülemeye dair girişimler başladı. 1922 yılında A. F. Zulauf, dar bir ışınla intraoral radyografiler kullanılarak çenelerin tarandığı bir yöntemi tanımladı ve patentini aldı.⁽¹⁷⁾ 1949 yılında odontolog, Fin bilim adamı Prof. Dr. Yrjö V. Paatero, ilk defa ekstraoral film kullanarak panoramik radyografi ile görüntüleme yaptı ve bunun temel prensipleri üzerine makale yayınladı. Bu tekniğe ortoradyal pantomograf adını verdi ve ticari adı ortopantomograf olarak kısaltıldı.⁽¹⁸⁾ Ortopantomografin ticarileşmesi X-ışını tüpü ve jeneratörler üreten Siemens ile 1960 yılında başladı. Çok geçmeden dünyanın birçok yerinde üreticiler

panoramik radyografi cihazları üretmeye başladı.⁽¹⁹⁾ 3 boyutlu görüntülemeye geçiş ise 1972 yılında Sir Godfrey Hounsfield tarafından ilk BT cihazının geliştirilmesiyle oldu. İlk başta tek sıra dedektörlerin kullanıldığı BT görüntülemeye multidedektör kullanımına 1998 yılında başlandı. Zaman içerisinde maliyet, radyasyon dozu ve görüntü elde etme süresiyle ilgili kaygılar nedeniyle, Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) geliştirildi. KIBT ilk kez 1982 yılında, Mayo Klinik Biyodinamik Araştırmaları Laboratuvarı'nda, anjiyografi, radyoterapi ve mamografi uygulamalarında kullanıldı. Diş hekimliği pratiğine uygun kullanım için özel olarak tasarlanan KIBT tekniği 1990'larda bilim ve tıp dünyasına tanıtıldı.⁽¹⁹⁻²¹⁾

2.1.2. X-Işını Özellikleri

- X-ışını demeti elektromanyetik bir dalgadır.
- Elektromanyetik radyasyon, dalga hareketine dik osilasyon gösteren, birbirine dik, elektrik ve manyetik alan bileşenleri bulunan, transvers bir dalgadır.
- X-ışınlarının yükleri yoktur ve elektromanyetik alanda yön değiştirmez.
- X-ışınları kısa dalga boylu ve yüksek frekansa sahiptir.
- X-ışınları heterojendir, X-ışını demetindeki ışınların dalga boyları farklıdır.
- X-ışınları düz bir hatta ışık hızında (3×10^8 m/sn) hareket ederler.
- X-ışınları bir noktadan çıkarak birbirinden ayrık ilerler.
- X-ışını tüpünde oluşan X-ışınları izotropik (yoğunluğun tüm yönlerde eşit olması) yayılır.
- Madde ile etkileşen X-ışınları penetrasyon gösterebilir, absorbe olabilir ya da saçılabilir.
- X-ışınları gözle görülmez, fakat bazı maddelerle etkileşime girdiğinde, bu maddelerden parıltı yayılmasına (lümİnesans) neden olur. Lümİnesans olayı floresans ve fosforesans olarak ikiye ayrılır. Floresansta parıltı olay anında olur. Fosforesansta ise parıltının oluşması gecikmeli olarak görülür.

- X-ışınları çarptıkları cisimlerde sekonder ışınlar oluştururlar. Sekonder ışınlar primer ışınlardan daha az enerjiye sahiptir.
- X-ışınları iyonizasyona yol açar ve iyonizasyonun canlılar üzerinde biyolojik etkileri vardır.
- X-ışınları gümüş tuzlarının kararmasına yol açar ve fotoğraf plaklarını ve röntgen filmlerini etkiler.
- X-ışınları bazı madensel tuzları etkiler ve madensel tuzların renklerinin değişmesini sağlar.^(22, 23)

2.1.3. X-Işını Oluşumu

X-ışını, X-ışını tüpü içerisindeki elektronların yüksek enerji düzeylerine hızlandırılmasıyla oluşur. X-ışını tüpünde katotta bulunan filaman ısıtıldığında elektron salınımı gerçekleşir. Buna termoiyonik emisyon denir. Isıtılmış filamandan salınan elektronlar filaman çevresinde negatif yüklü bulut oluşturur (bulut etkisi). Bu da bulut etkisidir. Bu elektronlar, katot ve anot arasındaki yüksek voltaj farkı sonucu, anot tarafından çekilir. Filaman ve hedef arasındaki voltaja bağlı olarak hedefe çarpan elektronların bir kinetik enerjisi vardır. Elektronlar anotta bulunan tungsten hedefe çarptığında büyük bölümünü ısı enerjisi olarak kaybederken, küçük bir kısmını elektromanyetik radyasyon olarak açığa çıkarır.⁽²⁴⁾

X-ışını oluşumu iki şekilde gerçekleşir, bremsstrahlung radyasyon ve karakteristik radyasyon.

Bremsstrahlung Radyasyon (frenleme)

Enerjik elektronlar, çekirdeğin nükleer elektrik alanıyla ilişkiye girdiğinde elektronların hızları azaltılır. Hız azalmasıyla ortaya çıkan enerji kaybı ile X-ışını fotonu oluşur. Oluşan bu radyasyona frenleme radyasyonu denir. Radyografilerde ve BT’de oluşan X-ışınlarının büyük kısmında frenleme süreci oluşur.⁽²⁵⁾

Karakteristik Radyasyon

Enerjik elektronlar hedefe çarptığında tungsten atomunun iç yörüngesinden elektron koparırsa atomda iyonizasyon olur. Hızlandırılmış elektron ancak yörüngedeki elektrondan daha yüksek bağlanma enerjisine sahip olduğunda elektron kopartabilir.

Sonrasında kopan elektron boşluğu dış yörüngedeki bir elektron ile doldurulur ve iki yörünge arasındaki enerji farklılığı ile karakteristik radyasyon ortaya çıkar.⁽²²⁾

2.1.4. Görüntüleme

Diş hekimliği pratiğinde görüntüleme; film bazlı konvansiyonel görüntüleme tekniği ve sonrasında 1980'lerde kullanılmaya başlanan dijital görüntüleme teknikleriyle yapılmaktadır.^(26, 27)

Film bazlı konvansiyonel radyografik görüntülemeye; ışınlanan film banyo solüsyonlarıyla radyografik görüntüye dönüşür.⁽²⁷⁾

Dijital görüntüleme, X-ışını enerjisini elektrik sinyallerine dönüştüren dedektörlerin kullanıldığı bir tekniktir. Dijital görüntüleme, direkt ve indirekt dijital radyografi olarak ikiye ayrılır.

Direkt dijital radyografilerden ilki, 1984 yılında diş hekimliği pratiğine tanıtılan RadioVisioGraphy'dir (RVG 32000 ZHR). Direkt dijital görüntülemenin bileşenleri; X-ışını kaynağı, intraoral sensör, analog-dijital dönüştürücü ile birlikte bilgisayar, monitör ve/veya yazıcı'dır.⁽²⁸⁾

Konvansiyonel radyografide kullanılan X-ışını kaynağı pek çok dijital sistemde de kullanılmaktadır. Ancak saniyenin 1/100'ünde ışınlamayı gerçekleştirecek zamanlayıcının adapte edilmesi gerekmektedir.⁽²⁸⁾

İntraoral sensörler, konvansiyonel radyografide kullanılan film ile aynı misyona sahiptir. Charge coupled device (CCD), Complementary metal oxide semiconductor/active pixel sensörler (CMOS/APS) ve fosfor plak sistemi (Photostimulable phosphor) (PSP) dijital sensörlerdir.⁽²⁶⁾

CCD ışığa karşı hassas sensörler içerir. Silikon içerisindeki kovalent bağla bağlı olan atomlar X-ışınları ile etkileşime girdiğinde kopar, X-ışını enerjisi orantılı sayıda elektrona dönüşür, oluşan elektrik şarjı pikseller tarafından depolanır. Ardından sıralı bir şekilde bir okuma amplifikatörüne aktarılır. Oluşan analog sinyaller analog- dijital dönüştürücü ile dijitalle dönüştürülür.^(26, 29)

CMOS/APS sensörler, CCD teknolojisine alternatif bir teknolojidir. Bu sensörler, şarj aktarımı gerektirmez, bu da sensör güvenilirliğini ve kullanım ömrünün artmasını sağlar.⁽²⁶⁾

İntraoral dijital görüntülemelerde kullanılan bir diğer teknik ise PSP sistemleridir. Bu teknikte kullanılan fosfor plaklar ışıyla uyarılabilir ve kimyasal olarak geleneksel yoğunlaştırıcı ekranlara benzer fiziksel özellikler sergiler. PSP sensör X-ışınları ile etkileştiğinde plaka üzerinde latent görüntü oluşturur. İşlem şöyle gerçekleşir, radyasyon kaynağı elektronlar tarafından absorbe edilir ve yarı kararlı halde tutulurlar. Tutulan bu elektron sayısı maruz kalınan X-ışını miktarı ile orantılıdır ve en son plaka üzerinde latent imaj oluşur.^(30, 31) Okuma işlemi için, spot boyutu 50–200 mm olan ince bir lazer ışını kullanılır. Işınla sitüme edilmiş lüminisens (ışık), absorbe edilen X-ışını yoğunluğu ile orantılıdır. Işıl çoğaltıcı çıkışı logaritmik olarak güçlendirilir ve ardından 8 ila 14 bit çözünürlüğe sahip bir analog dijital dönüştürücü ile sayısallaştırılır.⁽³⁰⁾

Analog-dijital dönüştürücüler, dedektörden alınan analog sinyalleri bilgisayarın tanıdığı sayısal verilere dönüştürür. Çıkış sinyallerinin voltajları ölçülerek yoğunluğa göre numara verilir. Dijital sinyaller ise 0 ve 1 rakamlarından oluşan ikili sayı sistemleri ile ifade edilmektedir. Bu sistemdeki 0 ve 1'lerin hepsi bit olarak adlandırılır. Numarasal belirlemeler, bite göre gri gölgeye dönüştürülür. Örneğin; 8 bit ile $2^8=256$ tane anlamlı görüntü (gri gölge) oluşturulur.⁽²⁹⁾ Görüntüleri işlemek ve görüntülemek için uygun programa sahip bir bilgisayar ve monitör gereklidir. Hem dizüstü hem de masaüstü sistemleri bu amaç için uygundur.⁽²⁶⁾

İndirekt Dijital Görüntülemelerde ise CCD kameralar kullanılır. Var olan konvansiyonel radyografi taranarak dijitalleştirilir ve ekranda imaj oluşturulur.⁽²⁹⁾

2.1.5. Diş Hekimliği Pratiğinde Kullanılan Radyografi Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan radyografiler ekstraoral radyografiler ve intraoral radyografiler olarak 2'ye ayrılmaktadır.⁽³²⁾

İntraoral Radyografi Teknikleri

- Periapikal radyografi
- Oklüzal radyografi
- Bitewing (interproksimal) radyografi

Ekstraoral Radyografi Teknikleri

- Posterioanterior kafa projeksiyonu
- Lateral kafa projeksiyonu
- Waters projeksiyonu
- Submentovertex projeksiyonu
- Reverse- Towne projeksiyonu
- Panoramik radyografiler
- Posterio-anterior sefalometrik projeksiyon
- Lateral sefalometrik projeksiyon.⁽³²⁾

Periapikal Radyografiler

Periapikal radyografiler diş ve çevre dokuların ayrıntılı bir şekilde görüntülenmesini sağlayan intraoral radyografi tekniğidir. Periapikal radyografik görüntüleme amaç, dişin tüm uzunluğunu ve periapikal kemiğin en az 2 mm'sini elde etmektir.⁽³³⁾ Periapikal radyografilerden diş çürüğü, diş apseleri ve periodontal kemik kaybı gibi en çok görülen diş hastalıklarının teşhisinde yararlanılır. Ayrıca restorasyonların durumu, periapikal patolojiler, gömülü dişler, kırık diş parçaları ve diş ve kemik anatomisindeki varyasyonların incelenmesi, pulpa ve kök kanal morfolojisinin değerlendirilmesi gibi birçok hususta da yararlanılmaktadır.^(32, 34)

Periapikal radyografiler, yüksek kaliteye sahiptir. Bu radyografilerde görüntüler nettir. Kolay ulaşılabilir bir radyografidir ve tekniğin uygulanması kolaydır. Tüm açılındırmalar ve konumlamalar doğru yapılırsa gerçeğe yakın boyutlarda görüntü elde edilebilir. Özellikle panoramik radyografi ile net görülemeyen anterior bölgenin ve arayüzlerin, periapikal radyografiyle incelenmesi mümkündür.^(34, 35)

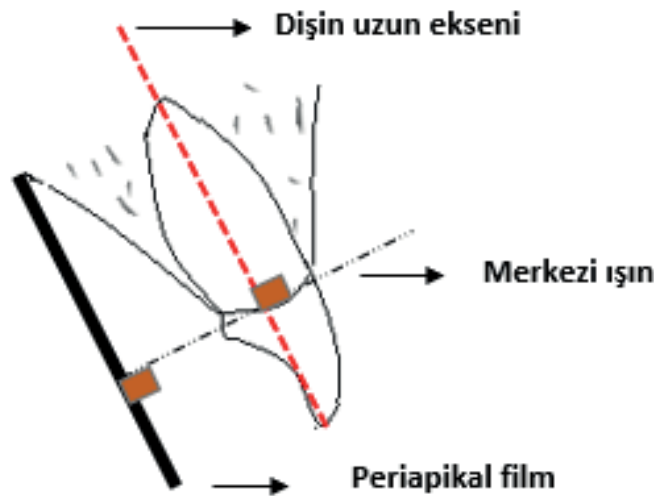
Netlik ve görüntü kalitesi düşünüldüğünde tüm ağız periapikal radyografilerin çekilmesi, bazı araştırmacılar tarafından önerilmektedir. Fakat diğer yandan görüntüleme sırasında yaşanan zaman kaybı, hasta toleransının düşük olması, total radyasyon dozunun nispeten yüksek olması gibi sebepler düşünüldüğünde; gerekli olduğu durumlarda panoramik radyografilere ek periapikal radyografiler alınması önerilmektedir.⁽³⁵⁾

Periapikal görüntüleme için en yaygın kullanılan teknikler, açıortay tekniği ve paralel tekniktir⁽³³⁾. Dik açı tekniği ve uzun kon tekniği olarak da bilinen paralel teknikte reseptör, dişlerin uzun eksenine paralel olacak şekilde yerleştirilir. Merkezi ışın, dişin uzun eksenine ve reseptöre dik olacak şekilde yönlendirilir (Şekil 2.1). Bu teknikte film obje arası mesafe uzun, obje film arası mesafe kısa ve fokal spot küçük olmalıdır.^(33, 36)

Böylelikle distorsiyon en aza indirgenirken, anatomik yapıların ve dişlerin gerçek boyutlarda incelenmesi mümkün olur. X ışını kaynağı, kullanılan uzun konlarla dişlerden nispeten uzakta konumlanmış olur. Bu sayede görüntü keskinliği artar, en az magnifikasyonla görüntü elde edilmiş olur. Görüntülemeye zigomatik kemiğin dişlerin kökleri üzerine süperpoze olmaması, görüntülerin aynı konumda tekrarlanabilir olması ve cone cut'ın önlenmesi bu tekniğin diğer avantajları arasındadır. Paralel teknikte reseptörleri tutan aparatlar kullanılmaktadır. Aparatlar; yönlendirici silindiri hizalamak, ışın demetini ortalamak, reseptör ile dişlerin X-ışını demetine dik olmasını sağlamak için kullanılmaktadır.^(33, 34, 36)

Film tutucusu 3 temel bileşenden oluşur:

1. Filmi dişlere paralel tutarak filmin bükülmesini önleyen bir mekanizma
2. Bir ısırma bloğu veya platformu
3. Işın yönlendirme mekanizması.⁽³⁶⁾



Şekil 2.1. Paralel teknik.⁽³⁷⁾

Genellikle her üretici firmaya özgü çeşitli tutucular bulunmaktadır. Pratikte radyasyonu azaltmak için, dikdörtgen kolimatör kullanımı önerilir. Reseptörler; maksillar projeksiyonlarda, reseptörün üst kenarı damak kubbesinin tepesine dayanacak şekilde yerleştirilir. Mandibular projeksiyonlarda reseptörün alt kenarı, mukozadan uzağa, ağız tabanına dayanır. Tüp başlığının konumu, yönlendirici halka ile aynı hizada olmalıdır.⁽³⁶⁾

Dental radyografide kullanılan açılı ortay tekniği, Cieszynski'nin izometri kuralına dayanır. Bu kural; bir kenarın tamamını paylaşan ve iki açısı eşit olan iki üçgenin eşit olduğunu ifade eden geometrik bir teoremdir. Bu kuralın uyarlanması şöyledir; reseptör maksillada damağa, mandibulada dişlerin lingual yüzeylerine yakın konumlandırılır. Merkezi X-ışını, reseptör düzlemi ve dişin uzun aksı arasındaki açının açıortayı boyunca uzanan hayali çizgiye dik açı ile yönlendirilir (Şekil 2.2). Teorikte objenin görüntüsü gerçek uzunluğunda görüntülenmiş olur. Bu tekniğin Açıortay aparatı ile görüntülenmesi önerilmektedir.⁽³⁷⁾

Maksiller ark görüntülenirken; oklüzal düzlem, horizontal düzlemde olacak şekilde ayarlanır. Mandibuladaki görüntülemeler için baş hafifçe geriye alınmalıdır. Tüp başlığının açılması Tablo 2.1'de belirtilmiştir.^(34, 36)



Şekil 2.2. Açıortay tekniği.⁽³⁷⁾

Tablo 2.1. Açıortay tekniğinde kılavuz açılar. ⁽³⁶⁾

Projeksiyon	Maksilla	Mandibula
Kesiciler	+40°	-15°
Kaninler	+45°	-20°
Premolarlar	+30°	-10°
Molarlar	+20°	-5°

(+) açılarda yönlendirici tüp başlığı aşağı doğru, (-) açılarda yönlendirici tüp başlığı yukarı doğru yönlendirilir.

Panoramik Radyografi

Panoramik radyografiler; maksiller ve mandibular dental arkları ve onların komşuluklarını, maksiller sinüs, nazal fossa, temporomandibular eklemler, stiloid süreçler ve hyoid kemiği inceleyebileceğimiz radyografik bir tekniktir. Paatero ve Numata, panoramik radyografinin ilkelerini tanımlayan ilk kişilerdir. ⁽⁵⁾

Bu teknikte çekim esnasında hasta hareketsiz kalırken, X-ışını kaynağı ve radyografik sensörler bir veya daha fazla dönüş merkezi etrafında, ters yönde hareket ederler. Panoramik radyografik cihazlarda X-ışını, ağız boşluğu içinde bulunan rotasyon merkezi etrafında yatay bir düzlemde döner ve görüntülemeye kavisli bir reseptör kullanılır. Görüntüleme esnasında diş arklarının eliptik şekline uyum sağlamak için rotasyon merkezi yer değiştirir ⁽⁵⁾.Günümüzde kullanılan panoramik cihazlar, birden çok rotasyon merkezi kullanır. Çünkü bu teknik ile magnifikasyon ve distorsiyon minimize inmektedir ⁽³⁷⁾.

Panoramik radyografilerde imaj tabakası içinde bulunan objelerin görüntüsü net izlenir. İmaj tabakası dışında kalan görüntüler bulanıklaşır ve anormal boyutsal değişiklikler gösterir. Hasta pozisyonu tam olarak ayarlandığında ve hasta çenesi imaj tabakası içerisinde bulunduğunda ideal görüntü elde edilir. ⁽³⁷⁾

Panoramik radyografi ile görüntüleme kuralları şunlardır:

1. Hastaya kurşun önlük giydirilir.
2. Metal içeriği bulunan objeler, metal destekli protezler, dental apareyler artefakt oluşturacağı için çıkarılır.
3. Hastaların (özellikle çocuk hastaların) başının sabit tutması sağlanmalı, endişelerin giderilmesi için hastalara açıklama yapılmalıdır.
4. Hastanın antero-posterior konumu, çene desteği ve ısırma çubuğu ile ayarlanır. Amaç, görüntülenecek bölgenin imaj tabakası içinde konumlandırılmasını sağlamaktır. Hasta çok geride durduğunda, anterior dişler meziodistal olarak genişlemiş görünür. Çok ileride durduğunda ise anterior dişlerin meziodistal olarak küçülmüş görünür. Orta sagittal düzlem simetrik ayarlanmazsa; görüntüde sağ ve solda, birbirine göre orantısız magnifikasyonlar olur. Büyük gözüken taraf, X-ışını kaynağına daha yakındır.
5. Hastanın sagittal düzlemi yere dik ve frankurt düzlemi yere paralel olmalıdır. Okluzal düzlem anterioru daha aşağıda olacak şekilde, yani horizontal düzlemle ortalama 20- 30 derece yapacak şekilde konumlandırılmalıdır. Çene çok yukarı kaldırılırsa oklüzal düzlem düzleşir veya ters çevrilmiş gibi görünür. Tam tersi durumda ise dişler birbiri üzerine süperpoze olur. Cihazların çoğunda konumun ayarlanması için rehber lazer ışınları bulunmaktadır.
6. Vertebraların süperpozisyonunu engellemek için hasta *ski pozisyonuna* getirilmez. *Ski pozisyonunda*; hastanın başı sabitleştirildikten sonra, cihaz üzerindeki kollardan tutmaları ve bir adım gelmeleri ve iki ayaklarını yanyana getirmeleri söylenir.
7. Tüm pozisyonlar ayarlandıktan sonra hastadan dilini damağa yapıştırıp, yutkunması istenir.
8. Çenelerle ilgisi olmayan bazı görüntüler de vardır. Bunlar cihaz kaynaklıdır ve bunlara inherent imaj denir.

9. X-ışını kaynağına yakın olan cisimler ve anatomik yapıların daha yukarısında magnifikasyona ve distorsiyona uğramış bulanık görüntüler oluşur, buna ‘ghost imaj’ denir.
10. Rotasyon merkezinin posteriorunda kalan, X-ışını tarafından 2 kere ışınlanan bölgeler çift görüntü oluşturur.
11. Orta hattaki (örn: hyoid) yapılardan ve cisimlerden 2’si çift, bir tanesi ghost olmak üzere 3 görüntü oluşur. Çift imajlar eşit dansitede ve bilateralidir. Sert damak tüpün dönme eksenine paralel olduğu için daha uzun görünür ve bulanıklaşır.^(37, 38)

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Tomografi kelimesi; kesit anlamındaki ‘Tomo’ ile, görüntü anlamındaki ‘graphy’ kelimesinin bir araya gelmesiyle oluşmuştur ve kesit görüntüsü anlamına gelmektedir. BT ilk defa 1972 yılında Hounsfield ve Cormack tarafından tanıtılmıştır⁽³⁹⁾. Zamanla 4 jenerasyonu tanıtılan BT’ler değişim ve gelişim göstererek ve yelpaze şekilli ışınları kullanan helical tomografiler ve multidedektör bilgisayarlı tomografiler kullanılmaya başlanmıştır.⁽⁴⁰⁾

Diş hekimliğinde kullanılan BT için; dental volumetrik tomografi (DVT), konik ışınlı volümetrik tomografi, dental bilgisayarlı tomografi , konik ışınlı görüntüleme gibi çeşitli isimler kullanılmış olmasına rağmen, sıklıkla kullanılan isim konik ışınlı bilgisayarlı tomografidir (KIBT).⁽⁴¹⁾

Zaman içerisinde maliyet yüksekliği, radyasyon dozunun çokluğu ve süre kaygısı; yelpaze ışınlı bilgisayarlı tomografilerden KIBT’ye dönüşümü sağlamıştır. 1982 yılında ilk kez Mayo Klinik Biyodinamik Araştırmaları Laboratuvarı’nda anjiyografi için KIBT kullanılmıştır.⁽⁴²⁾ Arai ve ark.⁽⁴³⁾ Japonya’da ve Mozzo ve ark.⁽⁴⁴⁾ İtalya’da birbirlerinden bağımsız olarak çalışarak, oral ve maksillofasiyal uygulamalar için KIBT’yi tanıtmışlardır. İlk DVT cihazı olan NewTom QR DVT 9000 (Quantitative Radiology s.r.l., Verona, İtalya) Nisan 2001 yılında piyasaya sürülmüştür. Bunun ardından yine aynı yıl farklı markalar DVT cihazları üretmiştir, 3D Accutomo – XYZ Slice View Tomograph (J. Morita Mfg Corp., Kyoto, Japan) bu cihazlardan birisidir.⁽⁴⁵⁾

KIBT prensibi şöyledir; cihazda hastanın başı çevresinde karşılıklı olarak bulunan ve eş zamanlı olarak dönen X-ışını kaynağı ve dedektör vardır. Çevresel dönen ışın kaynağı ile oluşturulan hacimsel verilerden, çeşitli düzlemlerde (aksiyal, sagittal, koronal) görüntüler oluşturulabilir. BT yelpaze şekilli X-ışını yayar ve dedektörler çizgiseldir. KIBT’de görüntü oluşumu için kullanılan dedektörler iki boyutludur ve kullanılan ışın üç boyutlu konik şekildedir. BT’de tam bir görüntü birden çok görüntünün üst üste yığılması ile olur. KIBT’de ise görüntü düzenlenmesinde kullanılacak veri tabanın elde edilmesi için cihazın hasta çevresinde 1 kere veya daha az dönmesi yeterlidir. Aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde yapılandırmanın yapılacağı üç boyutlu görüntülerin oluşumu, gelişmiş algoritmaya sahip yazılım programları tarafından yapılır.^(46, 47)

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Bilgisayarlı Tomografiye Göre Avantajları

- KIBT’nin radyasyon dozu BT’ye göre düşüktür.
- KIBT, BT’ye göre daha az yer kaplar ve maliyeti daha düşüktür.
- Birincil X-ışınının ilgilenilen alana kolimasyonu ile, ışınlanmış alanın boyutu ayarlanabilir. Tam kafa çekilebileceği gibi, küçük bir alanın da görüntülenmesi mümkün olur. Böylece hastaya verilen radyasyon dozu düşmüş olur.
- BT’de vokseller anizotropiktir, dikdörtgen prizma şeklindedir. KIBT’de vokseller izotropiktir, yani görüntü voksellerinin üç boyutu da aynıdır. Bu özellik KIBT’ye, hacimli veri gruplarının yeniden düzenlenebilmesi özelliğini sağlar.
- KIBT görüntüsü, birçok formatta yeniden oluşturulabilir. Örneğin bir KIBT görüntüsü; anatomik bir yapının panoramik, sefalometik veya iki taraflı çok düzlemli projeksiyonlarına yeniden biçimlendirilebilir.
- KIBT’de çekim BT’ye göre daha kısa sürer ve dolayısıyla hareket artefaktı daha az olur.
- KIBT yüksek oranda kontrastlığa sahip yapıların görüntülenmesini sağladığından, kemik ve dişlerin bulunduğu kraniyofasiyal bölgedeki kemik yapılarının değerlendirilmesi için oldukça uygundur.

- KIBT’de BT’ye göre daha az metal artefaktı görülür.^(45, 48, 49)

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Limitasyonları

- Radyasyon dozu geleneksel radyografilere göre daha fazladır. Bu yüzden hastaları başlangıçta değerlendirirken, radyografler daha güvenli ve daha uygun tanı aracıdır. Bununla birlikte ana sorun radyograflerle değerlendirilemediğinde, ikinci bir seçenek olarak KIBT ile değerlendirilmelidir.
- KIBT görüntülerinin kontrast rezolüsyonu düşüktür ve bu görüntülerde yumuşak doku ayrımı yapılamaz.
- KIBT görüntülerindeki gürültü, BT’dekilere göre fazladır.
- KIBT geleneksel radyografilere göre daha yüksek maliyetlidir.
- KIBT, kemik yoğunluğunun standardize ölçümü için kullanılan ‘Hounsfield Unitesi’ ile sınırlı korelasyon gösterir.
- KIBT’de BT’ye göre daha çok X-ışını saçılması görülür ⁽⁴⁸⁻⁵⁰⁾.

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Kullanım Alanları

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi; kistler, tümörler ve fibro-osseöz lezyonlar gibi maksillofasiyal patolojilerin değerlendirilmesinde, gömülü diş lokalizasyonunun ve anatomik yapılar ile yakınlığının belirlenmesi amacıyla, paranazal sinüslerin ve TME’nin kemik yapısının incelenmesinde, travma sonrası fraktürlerin değerlendirilmesinde, dudak damak yarıklı hastalarda kemik hatlarının incelenmesinde, dental implant cerrahisinde kullanılmaktadır. Ayrıca ortodontide yüz büyümesi, yaş, hava yolu ve diş sürme anomalilerinin değerlendirilmesinde, endodontide kök kanallarının anatomisi ve morfolojisi ile birlikte apikal lezyonların değerlendirilmesinde, periodontolojide kemik defektlerinin değerlendirilmesinde de kullanılmaktadır.⁽⁵¹⁻⁵³⁾

2.2. Fraktal Analiz

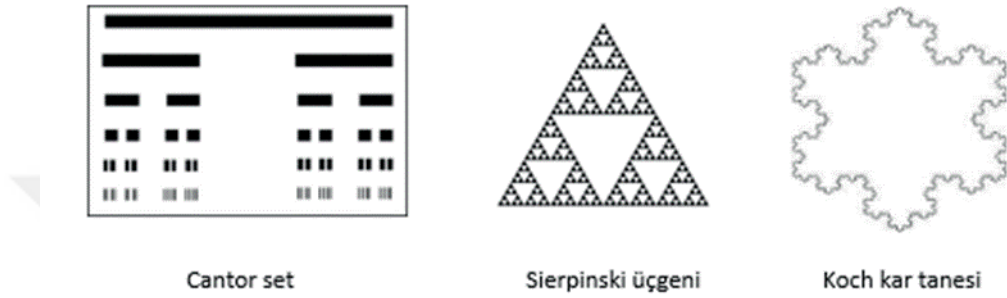
Fraktal kelimesi Latince kırık anlamına gelen ‘fractus’ kelimesinden türemiştir.⁽⁵⁴⁾ Fraktal analiz (FA) metodu, kompleks şekillerin analizinde kullanılan matematiksel bir yöntemdir. Fraktal boyut (FB) ise, bu karmaşıklığı ölçen fraktal nesne ile ilişkili karakteristik bir boyuttur.⁽⁵⁵⁾ İlk defa 1977 yılında Benoit Mandelbrot, karmaşık

geometrik yapıları tanımlamak için kullanılan matematiksel fonksiyonlar hakkında bilgi yayınladı. Buna göre Mandelbrot ‘fraktali’; standart geometrik şekillerden farklı biçimde bulunan, karmaşık yapılı (noktalar, yüzeyler, amorf yapılar) objeler olarak tanımlamıştır.^(54, 56) Fraktal geometri, geleneksel geometriden farklıdır. Geleneksel geometri Öklid geometrisine (doğru, düzlem, küp gibi) benzemeyen yapıları analiz etmede başarısızdır. Fakat fraktal geometri geleneksel geometriye göre bu alanda üstünlük göstermektedir ve bu özellik onu daha ilgi çekici kılmaktadır. Fraktal geometride, şeklin her bir parçası cismin bütününe benzemektedir ve her küçük parça tekrarlanarak nesnenin bütününe oluşturmaktadır. Fraktaller farklı gözlem ölçeklerinde benzer davranışlar gösterirler, fiziksel formun ötesine geçerler ve uzaysal veya zamansal istatistiksel ölçeklendirme yasalarıyla ifade edilirler.^(56, 57)

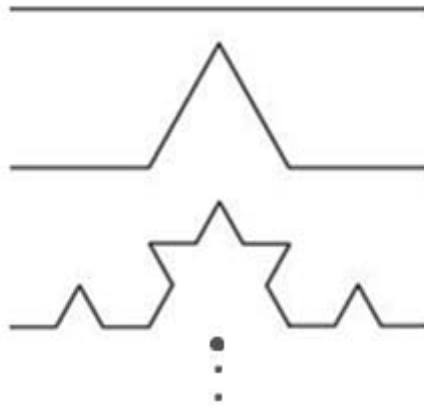
Fraktal özellik gösteren yapıların uzunluk ve alan ölçümleri, klasik geometrik şekillerin ölçümlerinden farklılık göstermekte olup, farklı ölçeklerden görüntülenen fraktal yapıların uzunluk ve alanları değişmektedir. Ölçek büyüdükçe fraktallerin yapısal detayları daha belirgin hale gelmekte, ölçümlerin değerleri yani fraktal boyutları artmaktadır. Bu geometriyi anlamak için örneklendirecek olursak; Mandelbrot’a göre sahillere sonsuz uzunluktadır ve fraktal geometrik özelliğe sahiptir. İngiltere sahilleri üzerinde yaptığı bir çalışmada; haritaların ölçeklerinin büyümesiyle, her defasında gün yüzüne daha küçük körfez ve yarımadaların çıktığını tespit etmiş ve sahil şeridinin FB’sini 1,25 olarak bulmuştur.⁽⁵⁸⁾

Cantor seti, Sierpinski üçgeni ve Koch kar tanesi klasik fraktal örneklerindendir (Şekil 2.3).⁽⁵⁹⁾ Cantor seti ile ilgili ilk çalışma Georg Ferdinand Ludwig Philipp Cantor tarafından 1883 yılında yayınlanmıştır. Buna göre; Cantor setini oluşturmaya bir doğru parçası ile başlanır, önce doğru üç eşit parçaya ayrılır ve ortadaki parça çıkarılır. Başlangıçtaki doğrunun üçte biri uzunluğunda iki yeni doğru parçası elde edilir. Geriye kalan bu iki doğru parçası da aynı şekilde üç eşit parçaya daha ayrılır. Ortadaki parça çıkarılır. Bu işlem sonsuza kadar tekrarlandığında Cantor seti elde edilir.⁽⁶⁰⁾ Sierpinski üçgeni 1917 yılında, matematikçi Wacław Sierpinski tarafından tanımlanmıştır. Buna göre; kenar uzunlukları 1 birim olan bir eşkenar üçgenin kenarlarının orta noktaları birleştirilir ve üçgen eş üçgenlere ayrılır. Ayrılan üçgenler arasından, ortada olan üçgen çıkartılır. Bu işlemin geride kalan üçgenlere de tekrar uygulanması ile Sierpinski Üçgeni elde edilir.⁽⁶¹⁾ Koch kar tanesi modeli ise İsveçli matematikçi Niels Fabian Helge von Koch tarafından tanımlanmıştır. Bu modeli oluşturmak için öncelikle 1

birim uzunlukta bir doğru çizilir. İkinci aşamada bu doğru 3 parçaya bölünür ve ortadaki parça çıkarılarak onun yerine 2 parça yerleştirilir. Böylece 4 parçalı yeni bir şekil (üçgen) elde edilir. Her defasında üçgenin uç kısmına simetrik yeni parçalar eklenerek işlem devam ettirilir. Koch kar tanesinde sonsuz uzunluklu bir çevre, sonlu büyüklükte bir alanı çevreler (Şekil 2.4).⁽⁶²⁾



Şekil.2.3. Cantor set, Sierpinski üçgeni, Koch kar tanesi.⁽⁵⁹⁾



Şekil 2.4. Koch eğrisi modeli.⁽⁶³⁾

Fraktaller kendini sonsuza kadar tekrar eder. Bu yüzden fraktallerin çevresini, gerçek boyut değerleri ile tam anlamıyla ölçmek mümkün değildir. Bunun yanında Öklid geometrisinden alışık olduğumuz tam sayılara rağmen, fraktaller tipik olarak kesirli boyuttadır. Noktanın boyutu 0, doğrunun boyutu 1, düzlemin boyutu 2, hacmin boyutu ise 3'tür. FA düzlemler üzerinde yapıldığında 1-2 arası değer alırken, bombeli yüzeylerde yapıldığında 2-3 arası değer alır. Örneğin; Cantor'un setinin FB'si yaklaşık

olarak 0,631'e eşittir. Bu, şeklin bir nokta ve çizgi arasında bir şey olduğu anlamına gelir. $FB \cong 1,262$ olan Koch kar tanesi şekli düz bir şekle göre bir çizgiye daha yakındır; tersine, $FD \cong 1.585$ olan Sierpinski üçgeni ise çizgi ile düzlem arasında olmasına rağmen düz bir şekle daha yakındır.⁽⁵⁹⁾ Koch eğrisinin oluşumu Şekil 2.4' de gösterilmiştir. Buna göre Koch eğrisi iki nokta arasında sonsuz uzunluktadır. Fakat sınırlı bir alanda bulunduğu için yavaş yavaş büyür ve asla o alana ulaşamaz. Dolayısıyla Koch eğrisi bir doğrunun ötesine taşar. Fakat asla bir düzleme ulaşamayacağı için, doğruyu ifade eden 1 ile düzlemi ifade eden 2 arasında kesirli bir değer almaktadır. Burada elde ettiğimiz kesirli değer, fraktal boyuttur.⁽⁵⁴⁾

Doğaya baktığımızda, çoğu nesnenin fraktal geometriye sahip olduğunu görmekteyiz (Şekil 2.5). Örneğin kıyı şeridi, ağaçlar, bulutlar, dağlar. Organizmamızda ise sinirler, kan damarları ve dalları, beyin nöronlarının yapısı ve kemik yapısı da fraktal örnekleridir. Bu şekiller, geleneksel yöntemlerle ölçmek ve karşılaştırmak için fazla karmaşıktır. Bu yüzden FA, bu gibi durumlarda çok faydalıdır.⁽⁵⁹⁾



Şekil 2.5. Doğada fraktal örnekleri.

Farklı ölçeklerde incelendiğinde benzer özellik gösterme durumu izotropi olarak tanımlanırken, farklı ölçeklerde farklı özellik gösterme durumu anizotropi olarak adlandırılır. Matematiksel fraktaller izotropik yapılar olmasına rağmen, trabeküler kemik ve pulmoner dallanma gösteren akciğer gibi doğal ve biyolojik fraktaller ise anizotropik yapılardır. Yani biyolojik yapılar sınırlı ölçekte kendine benzeme özelliği gösterirler.^(54, 64)

2.2.1. Fraktal Analiz Metodları

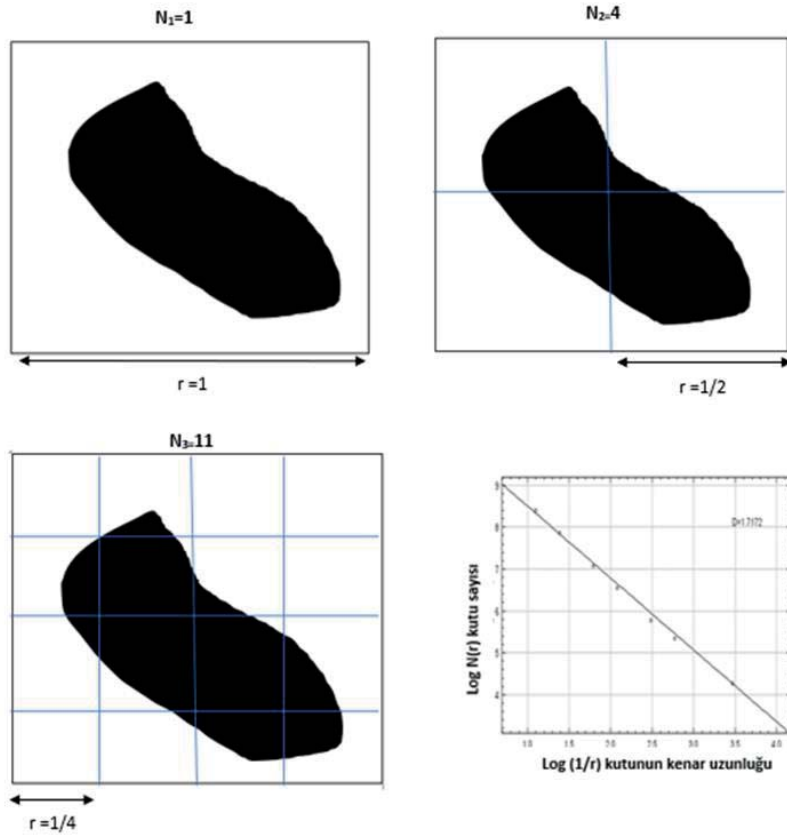
FA sonunda FB'ye ulaşmak için kullanılan çeşitli metodlar vardır. Bu metodlar, FA sonrası FB'ye farklı yollardan ulaşmayı sağlar. Analiz sonucunda logaritmik ölçüde grafik çizilir, ortaya çıkan doğrunun eğimi FB'yi verir. FB'yi hesaplamak için kullanılan yöntemler; kutu sayma metodu, fonksiyonel brownian hareket metodları, alan ölçüm metodlarıdır ve bu yöntemler Tablo 2.2'de gösterilmiştir.⁽⁵⁷⁾ Belirtilen metodlar, FB'yi uzunluk ölçümü veya kütsel ölçümlerle hesaplar. Örneğin uzunluk ölçümüne dayanan metodlarda, ikili bir görüntünün (beyaz arka planda bulunan 1 piksel boyutunda siyah alan gibi) kenarındaki noktalar arasındaki uzunluklar ölçülür. Ortaya çıkan boyut *kapasite boyutu* olarak adlandırılır. Her metotta, analiz sonucuna göre logaritmik ölçekte grafik çizilir ve çizilen doğrunun eğimi FB'yi verir. Kütlesel ölçüme bağlı olarak FB'yi hesaplayan metotta, rastgele yerleştirilen değişik çaptaki dairelerin (merkezleri görüntü sınırında bulunan) içerdiği sınır pikselleri sayılır. Ortaya çıkan sayı 'kum tanesi' veya 'kümülatif kütle' boyutu olarak adlandırılır.⁽⁶⁵⁾

Tablo 2.2. Fraktal analiz metodları.⁽⁵⁷⁾

KUTU SAYMA METODLARI	FRAKSİYONEL BROWNIAN HAREKETİ METODLARI	ALAN ÖLÇÜM METODLARI
Geleneksel kutu sayma metodu	Variogram metodu	Isarithm metodu
Diferansiyel kutu sayma metodu	Güç spektrumu	Blanket metodu
Genişletilmiş sayma metodu		

Kutu sayma metodu, uzunluk ölçümüne dayalı FB'nin hesaplandığı yöntemlerden biridir. Kutu sayma yönteminde nesne, başlangıçta kenar uzunluğu bir birim olan (r_1) ve nesnenin bir bölümünü içeren (N_1) kareler ızgarası ile kaplanır. Daha sonra kare ikiye bölünür. Karenin kenar uzunluğu r_2 'dir ve nesnenin parçasını içeren karelerin (N_2) sayısı daha sonra sayılır. Bu adım M kez tekrarlanır ve karenin kenar uzunluğu her adım için kısaltılır. Bağımsız değişken $\log(r_i)$ ile bağımlı değişken $\log(N(r_i))$ arasında ilişkinin grafiği çizilir ve elde edilen doğrunun eğimi FB'yi vermektedir. Yani

özetle kutu sayma yönteminde, bu kutuların sayısı $N(r)$ ile bir nesneyi kaplayan kutu r 'nin kenar uzunluğu arasındaki ilişki, FB tahmininde kullanılır (Şekil 2.6).⁽⁶⁶⁾



Şekil 2.6. Kutu sayma metodu.^(59, 66)

2.2.2. Fraktal Analizin Kullanım Alanları

Bilimin çoğu alanında FA'dan faydalanılmıştır. Jeoloji alanında, borsada, mimari ve kent planlamasında, astronomide, müzikte, coğrafyada ve birçok alanda fraktal geometri kullanılmıştır. Bununla birlikte son zamanlarda biyoloji biliminde de popüler hale gelmiştir.^(55, 67-71)

Fraktal Analizin Tıpta Kullanımı

Fraktal analiz tıpta onkoloji, kardiyovasküler sistem, bronko-pulmoner sistem, mikrobiyoloji, oftalmoloji, nöropsikiyatri, histoloji, patoloji ve medikal görüntüleme alanlarında kullanılmaktadır.^(72, 73)

Kanser hücreleri karmaşık yapıya sahiptir ve FA ile yorumlanabilir.⁽⁷²⁾ FA patoloji alanında, tümör çalışmalarında tanı sınıfları arasında ayırım yapmak için kullanılmaktadır. FA elde edilen FB'ye göre düşük ve yüksek dereceli histolojik tiplerde ayırım yapabilmeyi sağlamıştır.⁽⁷⁴⁾

Kardiyovasküler sistem, fraktal geometriye sahiptir. Captur ve ark.⁽⁷⁵⁾ FA'nın miyokardiyal trabeküller, koroner mikrovasküler anatomi, doku perfüzyonu, miyosit histolojisi, elektriksel iletim, kalp hızı ve kan basıncı değişkenliği gibi karmaşık kardiyak modellerini ve kardiyak sistemin patolojik modellerini tanımlama potansiyeline sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Bronko-pulmoner sisteme ait alan ve hacimlerin basit ölçümleri yaygındır ^(76, 77), ancak bu yöntemler akciğerin yapısal karmaşıklığını ölçemezler. Akciğerin bronşiyal, arteriyel ve venöz dalları karmaşık, iç içe geçmiş yapılardır ve bu yapılar fraktal geometri özelliğine sahiptir. Hava yolu ağı fraktal geometri özelliği göstermektedir.⁽⁷⁸⁾ Bu yüzden FA, bronko-pulmoner sistemin yapısal değerlendirmesi ve bazı hastalıkların klinik tahmini için önerilmiştir.^(79, 80)

Mikrobiyolojide ince agar plakalarının yüzeyinde büyüyen bakteri kolonileri, doğrusal olmayan, karmaşık fraktal modeller sergiler.⁽⁸¹⁾ FA ile koloni oluşturan birim arasında korelasyon vardır.⁽⁸²⁾

Nöropsikiyatri alanında ise bir çalışmada Elektroensefalografi (EEG) sinyallerinin değerlendirilmesinde FA'dan yararlanılmıştır. Örneğin; epilepsi hastalarında nöbetler arası EEG sinyalleri genelde düzensiz ve aritmiktir. Fakat nöbet esnasında EEG sinyalleri düzenli, ritmik ve devamlı hale gelir ve FA'dan, bu tür EEG değişikliklerini karakterize etmek için faydalanılmıştır.⁽⁸³⁾

Retinal kan damarları fraktal geometri özelliği sergilemektedir.⁽⁸⁴⁾ Bu yüzden birçok çalışma, retinal FB'nin oftalmoloji alanında potansiyel bir teşhis aracı olarak kullanımı üzerine yoğunlaşmıştır.⁽⁸⁵⁾

Fraktal Analizin Diş Hekimliğinde Kullanımı

2005 yılından günümüze FA birçok alanda kullanılmıştır. Bunlardan bazıları şu şekildedir:

- Çürük tayini ⁽⁸⁶⁾
- Çürük risk düzeyinin değerlendirilmesi⁽⁸⁷⁾
- Dental materyal analizi⁽⁸⁸⁾
- Oral yumuşak doku lezyonu teşhisi ve bu dokuların malignite açısından değerlendirilmesi^(89, 90)

- Oral kanserlerde hücrelerin değerlendirilmesi⁽⁹¹⁾
- TME hastalıklarında ve bruksizm hastalarında kemik yapıdaki değişikliklerin değerlendirilmesi^(92, 93)
- Dental implant cerrahisi sonrası kemik yapının değerlendirilmesi⁽⁹⁴⁾
- Cerrahi ameliyatlardan sonra kemik yapıda meydana gelen değişimin değerlendirilmesi⁽¹¹⁾
- Sistemik hastalıklarda çene kemiklerinde görülen değişimlerin incelenmesi⁽⁹⁵⁾
- Periodontal hastalıklarda kemik yapıda görülen değişikliklerin değerlendirilmesi⁽⁹⁶⁾
- Uygulanan dental tedavi sonrası periapikal bölgenin değerlendirilmesi⁽⁹⁷⁾
- Fonksiyonel ortodontik tedavinin çene kemiğinde meydana getirmiş olduğu değişimin değerlendirilmesi⁽⁹⁸⁾
- İskeletsel maturasyonun değerlendirilmesi⁽⁹⁹⁾
- Dişin sert dokularının değerlendirilmesi⁽¹⁰⁰⁾
- Tükürüğün yapısal özelliklerinin değerlendirilmesi⁽¹⁰¹⁾
- Tükürük bezlerinin değerlendirilmesi⁽¹⁰²⁾

Fraktal Analiz ile Kemik Yapının Değerlendirilmesi

Trabeküler kemik, belli ölçekten bakıldığında kendine benzeme özelliği göstermesi nedeniyle fraktal geometrik özelliğe sahiptir ve FA kemik dokunun değerlendirilmesi için kullanılabilir.⁽⁵⁹⁾ FB; kemiğin mikro yapısının kalınlığı, rezorpsiyonu veya dansitesi hakkında bilgi vermektedir. ⁽¹⁰³⁾ Kutu sayma metodu ile elde edilen yüksek FB değeri kemiğin kompleks ve dens yapısını işaret ederken, düşük FB değeri poröz yapıda olduğunu göstermektedir. ^(54, 92, 104, 105)

2.2.3. Fraktal Analizin Görüntüleme Yöntemleriyle Kullanımı

FA'nın medikal görüntülemelerde kullanımı ise şu alanlarda olmuştur;

- Bazı hastalıklarda ortaya çıkan elektrokardiyogram ve EEG sinyal farklılıklarının değerlendirilmesi^(106, 107)

- Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)'ye dayalı beyin yapısının incelenmesinde, görüntüleme alanına giren yapıların karmaşıklığının değerlendirilmesi⁽¹⁰⁸⁾
- Radyografiler ve BT görüntülerine uygulanan FA ile trabeküler kemiğin değerlendirilmesi^(109, 110)
- Mamografi görüntülerinde, malignite gibi durumlarda memenin değişen yapısal karmaşıklığının değerlendirilmesi⁽¹¹¹⁾

Diş Hekimliği Pratiğinde Fraktal Analiz ile Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

- Panoramik radyografik görüntüleme⁽⁹⁵⁾
- İntraoral radyografik görüntüleme
 - Periapikal radyografik görüntüleme⁽⁹⁶⁾
 - Bitewing radyografik görüntüleme⁽⁸⁶⁾
- Ekstraoral radyografik görüntüleme
 - Sefalometrik⁽¹¹²⁾
- KIBT⁽¹¹³⁾
- Mikro-bilgisayarlı tomografi (Mikro-BT)⁽¹¹⁴⁾
- Ultrasonografi⁽¹¹⁵⁾
- Sialografi⁽¹¹⁶⁾

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Hayvan Deneyleri Etik Kurulunun çalışma usul ve esaslarına dair yönetmeliğine ve Akdeniz Üniversitesi Deney Hayvanları Uygulama ve Araştırma Merkezi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu kararına uygun şekilde gerçekleştirilmiş (Karar no: 03.07.2020/133) ve 2021 yılı Mart ayında Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

3.1. Deney gruplarının hazırlanması

Çalışmamız için fiziksel ve yapısal olarak insan mandibulasına en çok benzeyen hayvan olan koyunların mandibulaları tercih edildi.⁽¹¹⁷⁾ Bu amaçla aynı beslenme koşullarında büyümüş, yaklaşık 1 yaşında 15 adet taze koyun hemimandibula kadavraları kullanıldı. Koyun mandibulaları yumuşak dokularından ayrıldıktan sonra orta hattan ikiye ayrıldı ve hemimandibulalar elde edildi. Tüm hemimandibulaların anterior parçaları kesilip çıkarıldı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan koyun hemimandibulaları.

3.2. Görüntülerin Elde Edilmesi

Görüntüleme öncesi standardizasyonu sağlamak için modeller; pembe plaka mum ile, mandibula bazisi yere paralel olacak şekilde, kullanılan pleksiglas kutunun tabanına sabitlendi. Yumuşak dokuyu taklit etmesi amacıyla modeller 1,5 mm kalınlığında pembe plaka mum ile kaplandı ve özel olarak tasarlanmış, her duvarda kalınlığı 3mm olan pleksiglas kutu kullanıldı.^(118, 119)

3.2.1. Panoramik Radyografi ile Görüntü Elde Edilmesi

Tarama işlemi esnasında modellerin bukkal korteksi merkezi ışına dik olarak yerleştirildi. X-ışını kaynağı ile bukkal korteks arasındaki mesafe her model için aynı uzunlukta idi. Panoramik radyografik görüntüler, 2.5 mm Al.'a eşdeğer total filtrasyonu olan direkt dijital görüntüleme sistemi Planmeca ProMax panoramik cihazı (Planmeca Oy, 00880 Helsinki, Finlandiya) kullanılarak, 66 kVp, 7 mA ve 16 saniye ışınlama parametreleri ile, aynı araştırmacı tarafından yapıldı (Şekil 3.2). Her yarım çeneden birer tane olmak üzere toplamda 15 adet dijital panoramik radyografi elde edildi ve TIFF formatında kaydedildi.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan dijital panoramik radyografi cihazı.

3.2.2. Periapikal Radyografi ile Görüntü Elde Edilmesi

Modeller pleksiglas kutu içerisinde sabitlenmiş olup; periapikal görüntüleme esnasında X-ışının hem dişin uzun eksenine hem de görüntü reseptörüne 90° 'de ulaşması için paralel teknik uygulandı. Standardizasyonu sağlamak için; her modelin görüntülenmesinde pozlama geometrisi, dikey geçişe izin veren film tutucu aracılığıyla standartlaştırıldı ve görüntüleme esnasında aynı ekipmanlar kullanıldı. Görüntülemeler aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Modellerden periapikal radyografi elde edilmesi.

Görüntüleme, KaVo Focus (KaVo Dental, Biebrich, Germany) cihazı ile 70 kVp, 7 mA ve 0,10 saniye prosedürü ile yapılmış olup modeller Digora® (Soredex Corporation, Tuusula, Finlandiya) sisteminin 2 numaralı (31 x 41 mm) fosfor plakları ile görüntülemeye tabi tutuldu. Latent görüntüler taranması Digora Optime UV fosfor plak tarayıcı (Soredex, Helsinki, Finlandiya) tarayıcı ile bilgisayara aktarıldı ve aktarılan görüntüler TIFF formatında kaydedildi.

3.2.3. Konik Işınlı Bilgisayar ile Görüntülerin Elde Edilmesi

KIBT görüntüleri Morita Veraview X800 (J. Morita, Kyoto, Japan) cihazı ile standart (STD) ve yüksek çözünürlük (high resolution) (HR) olmak üzere iki farklı çözünürlükte, üretici firmanın talimatları doğrultusunda aynı kişi tarafından elde edildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı.

Çalışmamızda; görüntülenmek istenen angulus bölgesi merkezde kalacak şekilde, görme alanı (Field of view) (FOV) 40x40mm olarak seçildi. 90 kV, 5 mA ve 180° ile STD (çekim süresi: 9,4sn, vokselle boyutu: 125 µm) ve HR (çekim süresi: 9,4sn voksel boyutu: 80 µm) modlarında, bir model üzerinde toplamda 2 kez tarama yapıldı.

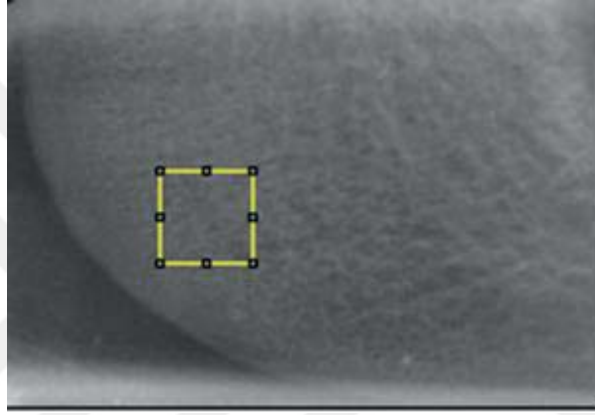
Elde edilen 30 adet görüntü TIFF dosya formatında kaydedildi. Görüntüler i-Dixel One Volume Viewer (versiyon 2.0.0, J. Morita, Kyoto, Japonya) programı kullanılarak incelendi. Üç boyutlu KIBT görüntüleri üzerinden kesitler (cross-sectional) 1mm kalınlık ve 0.25mm aralıklı olacak şekilde elde edildi.⁽¹³⁾

3.3.Fraktal Analizin Uygulanması

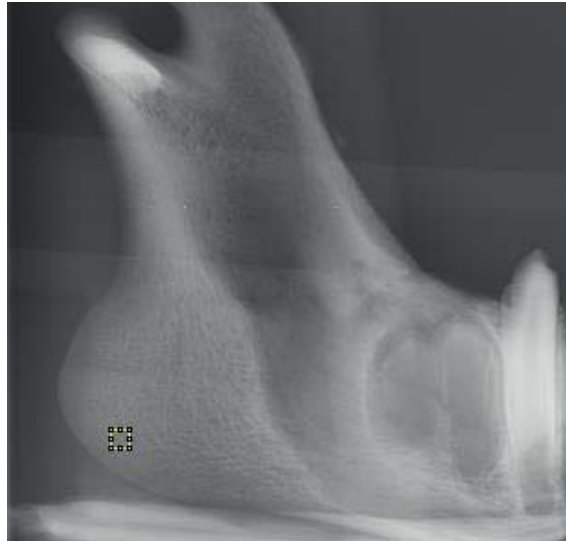
Görüntüleme yöntemlerinden elde edilen tüm görüntüler TIFF formatında kaydedildi ve 8 bitlik görüntülere dönüştürüldü.⁽¹²⁰⁾ Analiz için Amerikan Ulusal Sağlık

Enstitüleri'nin internet sitesinden (<http://rsb.info.nih.gov/ij/download.html>) ücretsiz indirilen Image J (Image J, 1.3 V Versiyon, National Institutes of Health, Bethesda, MD) programı kullanıldı.

Ölçümler; periapikal, panoramik radyografiler ve cross-sectional KIBT görüntüleri üzerinde, 30x30 piksel boyutlarında, tek taraflı belirlenen ilgi alanı (İA) üzerinde yapıldı. Anatomik süperpozisyonun uzak olması için ve standardizasyonu sağlamak amacıyla İA, angulus mandibulada sadece trabeküler kemik içeren bölgeden seçildi. Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7'de FA için kullanılan İA'lar gösterilmektedir.



Şekil 3.5. Periapikal radyografik görüntüde belirlenen ilgi alanı.



Şekil 3.6. Panoramik radyografik görüntüde belirlenen ilgi alanı.



Şekil 3.7. Cross-sectional KIBT görüntüsü üzerinde belirlenen ilgi alanı.

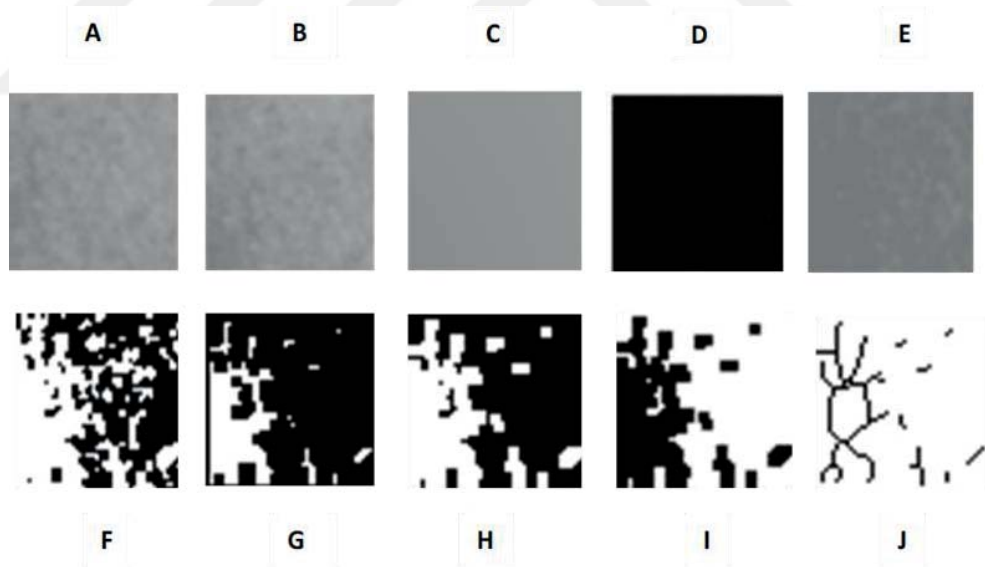
Fraktal analiz, White ve Rudolph tarafından önerilen yöntem ile yapıldı ve kutu sayma metodu ile FB hesaplandı.⁽¹²¹⁾

3.3.1. Fraktal Analiz İşlem Sırası

- 30X30 piksel boyutlarında İA'lar kesildi (Şekil 3.A) ve kopyalandı (Şekil 3.B).
- Görüntü üzerinde sadece büyük ölçekli dansite farklarının kalması sağlanması amacıyla gaussian filtresi ile kopyalanan görüntü bulanıklaştırıldı (Şekil 3.C).
- Oluşan yeni görüntü orjinal görüntüden çıkarıldı (Şekil 3.D).
- Her bir piksel lokasyonuna 128 gri tonu eklendi (Şekil 3.E). Böylece minimum intensite değeri 128 olarak ayarlanmış oldu. Bu işlem ile kemik iliği boşlukları ve trabeküller birbirinden ayrıldı.
- Elde edilen görüntü üzerine 128 parlaklık eşik değeri (threshold) işlemi uygulandı. Bu işlem ile görüntü binarize (siyah ve beyaz olarak iki renkli görüntü) edildi ve kemik iliği boşlukları ve trabeküller, ana hatları ile çizilmiş oldu (Şekil 3.F).
- Elde edilen görüntüdeki gürültüleri elimine etmek için 'erode' ve 'dilata' işlemleri uygulandı (Şekil 3.G ve Şekil 3.F). Görüntüye FA uygulayabilmek için uyguladığımız en son işlem ise invert (renkleri tersine çevirme) ve skeletonize (iskeletleştirme) idi (Şekil 3. I ve Şekil 3.F). Bu iskeletleştirme

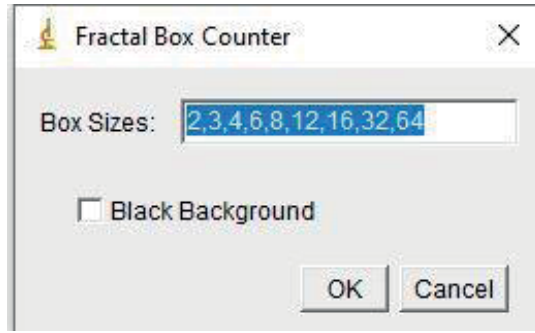
işlemi ile trabeküler yapı, iskeletsel olarak ana hatlarıyla belirlendi. Elde ettiğimiz görsel üzerindeki siyah alanlar kemik paternini, beyaz alanlar ise kemik iliği boşluğunu temsil etmekteydi.

- FB ölçümü ‘kutu sayma metodu’ ile yapıldı (Şekil 3.8, Şekil 3.9). Bu metotta görüntü boyutları 2-64 piksel olan kutulara bölünmekte ve kutularla oluşturulan klavuzlarda, trabekül kemiği içeren kutular sayılmaktadır. Trabeküler kemik içeren toplam kutu sayısı ile klavuzdaki toplam kutu boyutunun logaritmik ölçekte çizilerek elde edilen doğrunun eğimi ile FB tespit edilmektedir. İA için hesaplanan dijital periapikal radyografilerden elde edilen fraktal boyut (PaFB), dijital panoramik radyografilerden elde edilen fraktal boyut (PanFB), standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografilerden elde edilen fraktal boyut (STD-KIBTFB), yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografilerden elde edilen fraktal boyut (HR-KIBTFB) değerlerine ait veriler; istatistiksel analiz aşamasında kullanılmak üzere bilgisayar ortamına aktarıldı.



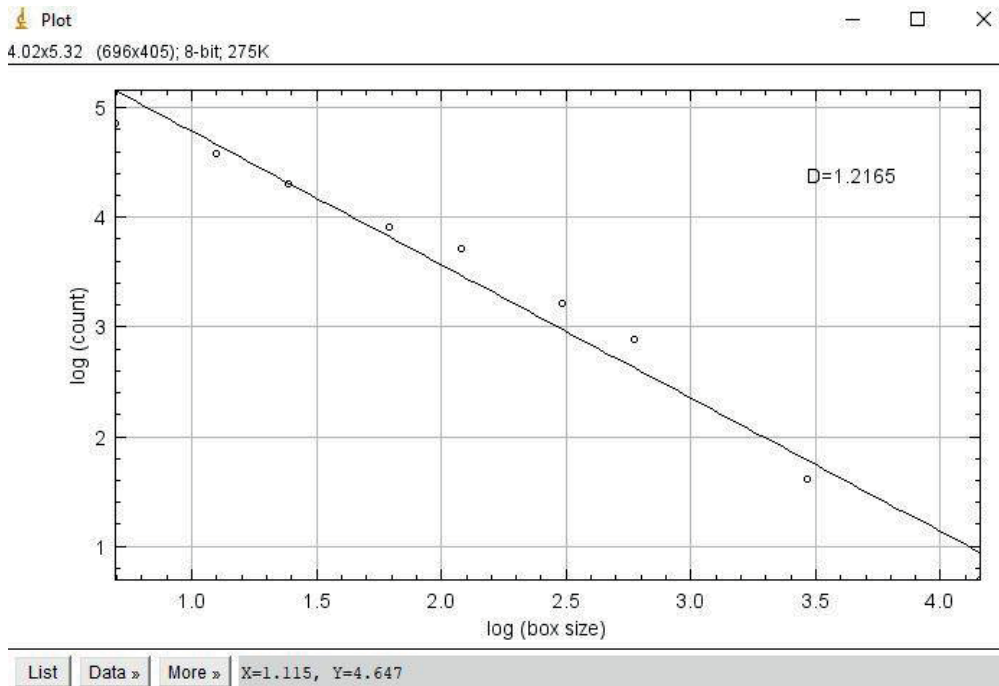
Şekil 3.8. Fraktal analizdeki aşamalar.

A: Kesme. **B:** Kopyalama **C:** Kopyalanmış görüntünün bulanıklaştırılması **D:** Orijinal görüntüden bulanıklaştırılan görüntünün çıkarılması **E:** 128 gri tonu ekleme **F:** Binarizasyon **G:** Erode işlemi **H:** Dilatasyon **I:** Renkleri tersine çevirme **J:** İskeletleştirme.



	Label	C2	C3	C4	C6	C8	C12	C16	C32	C64	D
1	Result	128	98	74	50	41	25	18	5	2	1.216

Şekil 3.9. Image J programında kutu sayma metodu.



Şekil 3.10. Trabeküler kemik içeren toplam kutu sayısı ile klavuzdaki toplam kutu boyutunun logaritmik ölçekte çizimi. (Doğrunun eğimi fraktal boyutu verir.)

2 hafta sonra araştırmada kullanılan tüm radyografiler ve KIBT görüntülerine aynı araştırmacı tarafından tekrar FA uygulandı.

3.4. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada örneklem büyüklüğünün hesaplanmasında G*Power 3.1.9 programı kullanılmıştır. Magat ve Şener⁽¹³⁾ tarafından yapılan çalışma verileri temel alınarak etki büyüklüğü $d_z=1,09$ olarak belirlenmiştir. %95 istatistiksel güç ve 0,05 hata payı için çalışmaya dahil edilen minimum örneklem sayısı 11 olarak hesaplanmıştır.

Çalışmada kullanılan veriler radyografik görüntüler üzerinden elde edilen FB değerleridir. Elde edilen ölçüm değerlerine uygun analizin yapılabilmesi için değişkenlere Shapiro Wilk normallik sınaması uygulanmıştır. Analiz edilen tüm değişkenlerin normal dağılıma uygun olması ($p>0,05$) sebebiyle; birinci ve ikinci ölçümler arasındaki farkın araştırılması için Bağımlı Örneklem t Testi kullanılmıştır. Ölçümlerde yer alan tekniklerin bir arada kıyaslanması ise ANOVA testi ile gerçekleştirilmiştir. Örneklem sayılarının eşit olması sebebiyle ANOVA analizinin gruplar arası fark (Post Hoc) incelemesi Tamhane T^2 testi ile gerçekleştirilmiştir. Aynı zamanda teknikler arasındaki ilişki Pearson Korelasyon testi ile incelenmiştir. Veriler Jamovi 1.6.23 açık kaynak kodlu istatistik paket programında analiz edilmiştir. Testlerde ulaşılan istatistiksel sonuçlar %95 güven seviyesinde yorumlanmıştır.

4. BULGULAR

Farklı teknikler ile elde edilen FB değerlerinin dağılımı normal dağılıma uygundur (Tablo 4.1) ($p>0,05$). Bu sebeple istatistiksel manipülasyona sebep olmamak adına, çalışmada yer alan değişkenlerin parametrik test teknikleri ile incelenmesi gerekmektedir.

Tablo 4.1. Görüntüleme teknikleri ile elde edilen fraktal boyutların normallik sınaması sonuçları

	İstatistik	df	Sig.
PaFB	0,965	15	0,773
PanFB	0,958	15	0,650
STD-KIBTFB	0,911	15	0,140
HR-KIBTFB	0,941	15	0,398

Shapiro-Wilk df: serbestlik derecesi, Sign: anlamlılık seviyesi

PaFB: Periapikal radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, PanFB: Panoramik radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, STD-KIBTFB: Standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden edilen fraktal boyut, HR-KIBTFB: Yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi fraktal boyut.

Kullanılan farklı tekniklerin birbirlerine göre ve ölçüm zamanlarına göre farklı olup olmadığının araştırıldığı sonuçlar, Tablo 4.2’de verilmiştir. Görüntüleme teknikleri içerisinde en yüksek FB değerine sahip olan teknik periapikal radyografik görüntüleme, en düşük FB değerine sahip teknik ise STD-KIBT olmuştur. Aynı zamanda standart sapması küçük olan periapikal ve panoramik radyografik tekniklerin daha tutarlı, standart sapması daha yüksek olan STD-KIBT ve HR-KIBT tekniklerinin göreceli olarak daha tutarsız olduğu anlaşılmaktadır.

Tüm teknikler incelendiğinde en az iki grubun FB değeri ortalamasının istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olduğu hesaplanmıştır ($p<0,05$). Bu farklılık; PaFB değerinin STD-KIBTFB ($p<0,001$) ve HR-KIBTFB ($p=0,007$) değerlerinden

istatistiksel olarak daha yüksek; aynı zamanda PanFB değerinin STD-KIBTFB ($p=0,004$) değerinden istatistiksel olarak daha yüksek olması nedeniyledir (Tablo 4.3).

Tablo 4.2. Ölçümlerin ve kullanılan tekniklerin tanımlayıcı istatistikleri

	min	maks	ort	SS	p
PaFB	1,22	1,36	1,28	0,04	
PanFB	1,16	1,32	1,24	0,05	<0,001*
STD-KIBTFB	0,95	1,25	1,12	0,10	
HR-KIBTFB	0,98	1,31	1,19	0,09	

Anova, min: minimum, maks: maksimum, ort: ortalama, SS: standart sapma. *: $p<0,05$

PaFB: Periapikal radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, PanFB: Panoramik radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, STD-KIBT: Standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut, HR-KIBT: Yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut.

Tablo 4.3. Ölçümlerin ve kullanılan tekniklerin fark analizi sonuçları

	PanFB	STD-KIBTFB	HR-KIBTFB
PaFB	=0.485	<0,001*	=0,007*
PanFB		=0,004*	=0.325
STD-KIBTFB			=0.122

Tamhane T 2 testi (Post Hoc) gruplar arası karşılaştırma. *: $p<0,05$

PaFB: Periapikal radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, PanFB: Panoramik radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, STD-KIBTFB: Standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut, HR-KIBTFB: Yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut.

Tekniklerin farklı zamanlarda yapılan ölçümlerinde yaşanabilecek farklılık sonuçları Tablo 4.4’ de yer almaktadır. Yapılan analizlere göre tüm tekniklerde ölçüm1 ve ölçüm 2 arasında FB değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark hesaplanmamıştır ($p>0,05$). Bu açıdan bakıldığında tekniklerin kendi içlerinde tutarlılığı ortaya konmuş olmaktadır.

Tablo 4.4. Tekniklerin farklı zamanlarda yapılan ölçümlerinde yaşanabilecek farklılık sonuçları

	1.ölçümler	2.ölçümler	p
PaFB	1,28±0,04	1,27±0,03	0,077
PanFB	1,24±0,05	1,24±0,05	0,259
STD-KIBTFB	1,12±0,10	1,13±0,12	0,544
HR- KIBTFB	1,19±0,09	1,18±0,09	0,589

Bulgular $\text{ort} \pm \text{SS}$ ile gösterilmiştir, Bağımlı Örneklem t Testi. ort: ortalama, SS: standart sapma

PaFB: Periapikal radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, PanFB: Panoramik radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, STD-KIBTFB: Standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut, HR-KIBTFB: Yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut.

Tekniklerin farklı zamanlardaki ölçümleri arasındaki ilişki Pearson Korelasyon analizi ile incelenmiştir (Tablo 4.5). Bu analiz ile tekniklerin tutarlılığı test edilmiş olmaktadır. Analiz sonucunda, periapikal, panoramik ve HR-KIBT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı oldukça güçlü pozitif ilişki; STD-KIBT tekniğinde ise güçlü ilişki olduğu hesaplanmıştır ($p<0,05$). STD-KIBT değerinin farklı ölçümlerde, diğer tekniklere göre, daha düşük bir korelasyona sahip olması bu teknikte standart sapmanın diğer tekniklere göre daha yüksek olmasından kaynaklanmaktadır.

Tablo 4.5. Tekniklerin Farklı ölçümlerdeki korelasyon analizi sonuçları

	İstatistik	PaFB 2.ölçüm	PanFB 2.ölçüm	STD-KIBTFB 2.ölçüm	HR-KIBTFB 2.ölçüm
PaFB 1.ölçüm	r	0,906	-	-	-
	p	<0,001	-	-	-
PanFB 1.ölçüm	r	-	0,995	-	-
	p	-	<0,001	-	-
STD-KIBTFB 1.ölçüm	r	-	-	0,868	-
	p	-	-	<0,001	-
HR-KIBTFB 1. ölçüm	r	-	-	-	0,974
	p	-	-	-	<0,001

Pearson Korelasyon analizi.

PaFB: Periapikal radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, PanFB: Panoramik radyografik görüntülerden elde edilen fraktal boyut, STD-KIBTFB: Standart çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden edilen fraktal boyut, HR-KIBTFB: Yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen fraktal boyut.

5.TARTIŞMA

Bu çalışmada kemik kalitesinin belirlenmesi amacıyla periapikal, panoramik radyografik görüntüler ve 2 farklı modda (STD, HR) elde edilen KIBT görüntüleri üzerinde fraktal analiz uygulanmıştır. Fraktal boyut kutu sayma metodu ile elde edilmiştir. Ex vivo, deneysel ortamda periapikal radyografik görüntülerin, fraktal analiz ile kemiğin trabeküler ayrıntılarını göstermede daha avantajlı olduğu tespit edilmiştir. Dolayısıyla, kemiğin kalitesinin kutu sayma metodu kullanılarak FA ile belirlenmesinde, çalışmamızda kullandığımız diğer tekniklere göre en uygun tekniğin periapikal radyografi tekniği olduğu belirtilmektedir.

Radyografiler üzerinde yapılan morfometrik ölçümler, son yıllarda diş hekimliği alanında oldukça popülerlik kazanmıştır.^(8, 122) Bu çalışmalarda kemiğin kortikal ve trabeküler yapısı değerlendirilmiş ve ölçümlerin, kemiğin kalitesi hakkında önemli bilgiler sağladığı görülmüştür.^(92, 123, 124) Zhou ve ark.⁽¹²⁵⁾ alveolar kemikte trabeküllerin değişik kalınlığa ve oryantasyona sahip olduğunu ve bu trabeküllerin karmaşık bir ağ ile birbirlerine bağlandığını, çene kemiklerinin diğer kemiklere göre bazı spesifik farklı özelliklerinin bulunduğunu tespit etmiştir. Çene kemiklerindeki bu farklı ve karmaşık trabeküler yapı, bilim insanlarının dikkatini çekmiştir. Son 20 yıldır yapılan çalışmalarda araştırmacılar, bu yapının non-invaziv bir yöntem olan FA ile radyografiler üzerinden incelenmesinin mümkün olduğunu göstermişlerdir.^(121, 126) FA sonucu elde edilen FB ise kemikteki mineral ve yoğunluk değişiklikleri ile ilişkilidir.^(12, 127)

Tıp ve diş hekimliğinde kemik yapının radyografilerle ve analizlerle incelenmesi oldukça önemlidir. Çünkü kemiğin trabeküler ve kortikal yapısındaki değişiklikler, bazı lokal veya sistemik hastalıkların veya patolojilerin erken belirtisi olabilmektedir.⁽¹²⁸⁾ Özellikle bu alanda, çene kemiklerinde yapılan çalışmaların sayısı fazladır ve bu çalışmalar oldukça değer kazanmıştır. Çünkü çene kemiklerindeki alveolar prosesin mineral döngüsü uzun kemiklere göre daha hızlıdır. Bu nedenle herhangi bir patolojik durumda, çene kemiklerinin, diğer kemiklere göre daha erken belirti vermesi öngörülebilir bir sonuçtur.^(129, 130)

Diş hekimliğinde FA ile ilgili yapılan çalışmalarda, genellikle FA ile sistemik ve lokal hastalıkların çene kemiklerinde meydana getirdiği değişimler incelenmiştir.

Araştırmacılar talasemi, osteoporoz, orak hücreli anemi, hiperparatiroidizm hastalarının radyografilerini değerlendirmişler. Sistemik hastalığı bulunan gruplarda kemiğin FB değerinin, sağlıklı gruba göre anlamlı derecede düşük olduğunu tespit etmişlerdir ($p<0,05$). Bunun yanında bahsi geçen sistemik hastalıklarda, FA ile çene kemiklerinin yoğunluk ve densitesinin değerlendirilmesini uygun görmüşlerdir.^(7, 95, 104, 131) Periodontitis ve bruksizmin kemik kalitesi üzerinde etkisini inceleyen araştırmacılar; FB'nin çalışma grubunda, sağlıklı gruba göre anlamlı derecede düşük olduğunu tespit etmişlerdir.^(128, 132) Cerrahi işlemler sonrası kemik yapının değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur. Araştırmacılar; ortognatik cerrahi sonrası, periapikal cerrahi sonrası ve implant cerrahisi sonrasında kemiğin iyileşmesini FA ile değerlendirmişler ve bu metodun kemiğin kalitesi hakkında bilgi vermesi açısından değerli bulmuşlardır.^(11, 133, 134)

FA ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı görüntüleme yöntemleri ve teknikleri kullanılmıştır. FA ile değerlendirmede bazı araştırmacılar panoramik radyografik görüntülerden,^(11, 92, 134) bazı araştırmacılar periapikal radyografik görüntülerden,^(128, 133) bazı araştırmacılar ise KIBT'den faydalanmıştır.^(113, 135) Bunun yanında birden çok görüntüleme tekniğinin birlikte kullanıldığı çalışmalar da vardır. Bu çalışmalardan bir kısmında 2 boyutlu görüntüleme tekniklerini kendi arasında karşılaştırılırken, bir kısmında da 2 boyutlu görüntüleme teknikleri ile 3 boyutlu görüntüleme teknikleri kendi aralarında karşılaştırılmıştır.^(12, 13, 136-138) Bizim çalışmamız, FB değerlendirilmesi için 3 ayrı tekniği kıyaslayan ilk çalışma özelliğini taşımaktadır.

Literatürü taradığımızda; periapikal ve panoramik radyografi cihazlarından elde edilen görüntülerde FB'nin karşılaştırıldığı az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bollen ve ark.⁽¹²⁾ çalışmalarında osteoporotik fraktür hikayesi olan hasta grubunda katılımcıların radyografik görüntülerini incelemişler ve PaFB'nin, PanFB'ye göre daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Barngkei ve ark.⁽¹³⁶⁾ bifosfonat tedavisi gören hastalardan alınan radyografik görüntülerde hem sağlıklı grupta hem de tedavi gören grupta PaFB'yi, PanFB'ye göre yüksek bulmuştur. Bizim çalışmamızda da Bollen ve ark.⁽¹²⁾ ve Barngkei ve ark.'nın.⁽¹³⁶⁾ çalışmaları ile uyumlu olarak PaFB değerinin, PanFB değerine göre daha yüksek olduğu tespit edildi (Periapikal: $1,28\pm0,04$, panoramik: $1,24\pm0,05$). Bununla beraber PaFB değeri ve PanFB arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0,485$). Yapılan çalışmalar göstermiştir ki; periapikal

radyografik görüntüler, fraktal paternin doğru bir şekilde gözlemlenmesine ve analize izin verir. ^(128, 133) Buna rağmen FB'yi belirlemek için çalışmalarda panoramik radyografik görüntüler daha çok tercih edilmiştir.⁽¹²⁶⁾ Çünkü panoramik radyografik görüntüler, bir çok avantajı nedeniyle diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Bu avantajlardan bazıları; düşük radyasyon dozuna maruziyet, tüm dentisyonun ve anatomik yapıların tek film üzerinde görüntülenebilmesi, hastanın işleme toleransının fazla olması, çekimin kolay uygulanması ve daha az zamanda geniş bir alanın görüntülenebilmesidir.⁽¹³⁹⁾ Klinik kayıtlarda panoramik radyografik görüntüler, periapikal radyografik görüntülere göre daha fazla bulunmaktadır.⁽¹⁴⁰⁾ Bu nedenle FA ile ilişkili çalışmaların çoğunlukla panoramik radyografik görüntülerle yapıldığını düşünmekteyiz.

Üç boyutlu görüntülerin rekonstrüksiyonu ile elde edilen cross-sectional KIBT görüntüleri ile periapikal ve panoramik radyografik görüntülerden elde edilen FB değerlerinin karşılaştırıldığı çalışmaları incelediğimizde; Magat ve Şener ⁽¹³⁾ insan kuru mandibulası ile elde ettikleri görüntülere uyguladıkları FA'da, PanFB'nin, KIBTFB değerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu tespit etmişlerdir ($p=0.002$). Bizim çalışmamızda da Magat ve Şener'in çalışmalarıyla uyumlu olarak PanFB ($1,24\pm0,05$) değeri STD-KIBTFB ($1,12\pm0,10$) değerine göre istatistiki olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,004$). Ayrıca PanFB ($1,24\pm0,05$) değeri de, HR-KIBTFB ($1,19\pm0,09$) değerinden yüksektir, ancak bu farklılık olarak anlamlı değildir ($p=0.325$). Feitosa ve ark.⁽¹³⁷⁾ multiple myelomlu hastaları inceledikleri çalışmalarında; kontrol grubunda da hasta grubunda da PaFB'yi, KIBTFB'ye göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da Feitosa ve ark.⁽¹³⁷⁾ uyumlu olarak PaFB değerinin, STD-KIBTFB ($p<0,001$) değerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Ayrıca sunulan çalışmada PaFB değerinin, HR-KIBTFB değerinden de istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,007$).

STD-KIBTFB ve HR-KIBTFB değerlerinin PanFB ve PaFB değerlerinden daha düşük olmasının nedeni, vokselin piksele göre daha büyük boyutta olması sebebiyle ince trabeküllerin görüntülenememesi kaynaklı olabilir. Belki daha küçük voksel boyutlu görüntülemeye izin veren tekniklerle, trabeküler kemiğin ince detaylarını daha iyi görüntülemek mümkün olabilir ⁽¹⁴¹⁾. Nitekim bu çalışmada; voksel boyutunun küçük

olduğu HR-KIBTFB değerinin, STD-KIBTFB'ye göre daha yüksek tespit edilmesi yukarıdaki bilgiyi doğrular niteliktedir.

Çalışmalarda araştırmacılar, KIBT görüntülerini hem HR ve hem STD çözünürlüklü modlarla elde etmişler ve bu görüntülerde FA uygulamışlardır.^(8, 142, 143) Literatürde KIBT'de çözünürlüğün FB'ye etkisini değerlendiren çalışmaya rastlanılmamıştır. Fakat İbrahim ve ark.⁽¹⁴⁴⁾ trabekülasyonu farklı parametrelerle ve ölçümlerle değerlendirdikleri çalışmalarında STD-KIBT ve HR-KIBT protokollerinin trabeküler kemiğin mikroyapısal incelenmesinde bir etkisinin olmadığını tespit etmiştir. Bizim çalışmamızda da HR-KIBTFB değerinin STD-KIBTFB'ye göre yüksek olduğunu bulunmuş olmasına rağmen, bu farklılığın anlamlı olmadığını tespit edildi (STD-KIBTFB: $1,12 \pm 0,09$), HR-KIBTFB: $1,19 \pm 0,09$) ($p=0,122$).

Yapılan çalışmalar bizlere FA'da sıklıkla panoramik, periapikal radyografik görüntülerinin ve KIBT görüntülerinin kullanıldığını gösterse de mikro-BT ile yapılan çalışmalar da mevcuttur.^(126, 145, 146) Fakat literatürü taradığımızda sadece Van Dessel ve ark.'nın⁽¹⁴²⁾ birden fazla micro-BT, HR-KIBT, BT görüntülerinden elde ettikleri FB değerlerini karşılaştırdıkları bir çalışmaya rastladık. Bahsi geçen çalışmada araştırmacılar HR-KIBTFB değerinin, micro-BT görüntülerinden elde edilen FB değerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu tespit etmişlerdir ($p<0,05$). Micro-BT'nin çoğu merkezde bulunamaması nedeniyle yapılan çalışmaların sayısının az olduğu düşünülmektedir. Bahsi geçen verilerin doğrulanması için yapılacak yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

FB değeri; radyografik çekim teknikleri, İA seçimi, görüntünün çözünürlüğü, görüntünün formatı gibi birçok parametreden etkilenmektedir.^(13, 147-149) Bu değişkenlerden birisi de görüntülerde yapılan dijitalizasyon işlemidir. Yapılan bazı çalışmalarda konvansiyonel radyografik görüntüler dijitalize edilmiş^(12, 104, 150, 151), bazılarında ise direkt dijital görüntüler kullanılmıştır.^(92, 131) Baksi ve Fidler⁽¹⁴⁷⁾ çalışmalarında, dijitalizasyon işleminin görüntü üzerinde gereksiz gürültü artefaktına neden olduğunu ve bu işlem ile FB ölçümünün olumsuz etkilendiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda görüntülemeler direkt dijital sistemlerle yapılmıştır ve bu nedenle gürültü artefaktı kaynaklı bir dezavantaj oluşmamıştır.

FA ile yapılan çalışmalarda, görüntüleme sırasında standardizasyona önem verilmiştir. Sansare ve ark.⁽¹⁵²⁾ implant öncesi ve sonrası kemiğin FB'sinin değerlendirildiği çalışmalarda, panoramik radyografik görüntülemelerde standardizasyonu üretici firmanın önerileri doğrultusunda, doğru konumlama kurallarını sağlayarak yapmışlardır.⁽¹⁵²⁾ Bizim çalışmamızda olduğu gibi ex vivo tasarlanan çalışmalarda ise genellikle modelin özel olarak tasarlanmış bir düzeneğe sabitlenip, hep aynı konum ve düzenek kullanılarak standardizasyon sağlanmıştır. Bahsi geçen ex vivo çalışmalardan Santos ve ark.⁽¹⁵³⁾ çalışmalarda akrilik düzenek kullanırken, Magat ve ark.⁽¹³⁾ blok mum kullanarak çene desteğine modeli sabitlemişler, Bayrak ve ark.⁽¹¹⁹⁾ ise pleksiglass kutu ve pembe plaka mum kullanmışlardır. Biz de Bayrak ve ark.⁽¹¹⁹⁾ çalışmalarıyla uyumlu olarak standardizasyonu ve yumuşak doku taklidini sağlamak için özel tasarlanmış pleksiglas kutu ve pembe plaka mum kullanmayı tercih ettik. Caldas ve ark.⁽¹⁵⁴⁾ yumuşak doku taklidi için kullanılan akrilik reçine, mum, ahşap ve içi su dolu polimetakrilat kutunun etkinliği karşılaştırmışlardır. Oral radyolojide her materyalin farklı kalınlıklarda kullanımı ile yumuşak doku taklidinin mümkün olabileceğini ifade etmişlerdir.

Çalışmalarda, periapikal radyografik görüntülemelerde standardizasyonu sağlamak için genelde paralel teknikle görüntüler elde edilmiş olmasına rağmen ^(12, 133, 136) bazı çalışmalarda, tüp açılanmasının FB'yi etkilemediği tespit edilmiştir.^(148, 155) Periapikal görüntülemelerde kullanılan açıortay tekniğinde; pratik anlamda kesin bir standardizasyon sağlanamadığı için, güvenilirliği şüphe oluşturan bir tekniktir. Çünkü bu teknikte; vertikal açılanmanın farklılığına göre, görüntüde büyük değişiklikler oluşabilmektedir. Bunun yanında, paralel teknik, anatomik yapıları gerçek boyutlarına göre görüntülemek için açıortay tekniğine kıyasla daha uygundur. Ayrıca süperpozisyonlar da paralel teknikte daha az görülmektedir.⁽¹⁵⁶⁾ Bu verilerden yola çıkarak; periapikal radyografik görüntüleme sırasında standardizasyonun sağlanması için, çalışmamızda periapikal radyografik görüntülemelerde paralel tekniğe başvurduk.

Bizim çalışmamızda periapikal radyografik görüntülerin elde edilmesi için KaVo Focus (KaVo Dental, Bieberich, Germany), panoramik radyografik görüntülerin elde edilmesi için Planmeca ProMax (Planmeca Oy, 00880 Helsinki, Finlandiya), KIBT görüntülerinin elde edilmesi için Morita 3D Accuitomo 170 (Morita, Kyoto, Japan) marka cihazlar kullanılmıştır. Marka farklılığının FB'ye etkisi üzerine çalışma yapan

Gümüşsoy⁽¹⁵⁷⁾; iki ayrı marka radyografik cihazın çekim parametrelerini de(kVp, mA) de değiştirerek elde ettiği görüntülerde, FB değerinde anlamlı bir farklılık olmadığını tespit etmiştir. Jolley ve ark.⁽¹⁴⁸⁾ da çalışmalarında tüp voltajı ve impuls sayısındaki teknik farklılıkların FB'yi etkilemediğini bulmuşlardır. Işınlanma süresi konusunda literatürde karşıt fikirler mevcuttur. Shorout ve ark.⁽¹⁵⁵⁾ açılanma ve ışınlama süresi kaynaklı oluşabilecek farklılıkların önemsiz olduğunu ifade etmiştir. Bunun aksine Baksi ve Fidler.⁽¹⁴⁷⁾ dijital periapikal radyografik görüntülerde, ışınlama süresinin FB değerinde önemli değişiklikler gösterdiğini tespit etmiştir. alışmalarının sonucuna göre 0,05 saniyelik pozlama ile elde edilen görüntülerin FB değerlerinin, 0,12 saniyelik pozlama süresi ile elde edilen görüntülerden önemli ölçüde yüksek olduğunu bulmuşlardır ($p<0,05$). Bizim alışmamızda radyografik görüntüleme teknikleri arasında parametre (tüp voltajı, impuls sayısı, ışınlama süresi) farkları olmasına rağmen, her tekniğin kendi içinde ışınlanma parametreleri sabit tutulmuştur. Çalışmamıza benzer şekilde, birden fazla cihazı kıyaslayan birçok çalışmada da aynı durum söz konusudur.^(13, 142)

KIBT ile yapılan çalışmaları incelediğimizde KIBT'de çekim sırasında değişik boyutlarda FOV alanı seçeneğinin olması, 180-360 derece dönme protokolü ve HR, STD özünürlük protokollerinin bulunması seçim aşamasını biraz daha karmaşık hale getirmektedir.

Araştımcılar 360 derece dönme protokolü ile elde ettikleri KIBT görüntülerinde FA uygulamayı tercih etmiş olmalarına rağmen^(8, 143), Ibrahim ve ark.⁽¹⁴⁴⁾ çalışmalarında 180 derece ve 360 derece dönme protokollerinin trabeküler kemiğin mikroyapısal incelenmesinde bir etkisinin olmadığını tespit etmişlerdir ($p=0.934$). Biz alışmamızda 180 derece dönme protokolü ile görüntüleri kullanmayı tercih ettik. Her ne kadar çalışmamızda hareketten kaynaklı bir etki olmasa da pratikte hastaların görüntülenmesi sırasında hareket artefaktını minime indirmek için, 180 derece dönme protokolünün daha uygun olacağını düşünmekteyiz.

Literatürde FOV boyutu farklılığının FB'yi nasıl etkileyeceğine dair bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Araştırmacılar alışmalarında FA uyguladıkları görüntülerin elde edilmesinde 40X40 mm, 150x90mm boyutlarında FOV'u tercih etmişlerdir.^(8, 137, 142) Küçük FOV'a sahip görüntülerin radyasyon dozu daha büyük FOV seçimlerine göre daha az radyasyon dozuna sahiptir. Bunun yanında yasal sorumluluklarımızı

düşündüğümüzde diş hekimliği pratiğinde küçük FOV'lu görüntülerin kullanımı daha avantajlıdır. Çünkü diş hekimleri genellikle çene bölgesine aşına olduklarından, geniş FOV'lu görüntülerde çevre yapıdaki tesadüfi bulguları gözden kaçırabilirler^(50, 158). Sunulan çalışmada yukarıdaki bilgilerin ışığında KIBT görüntülemeye FOV boyutu 40x40 mm olarak tercih edildi.

FA için NRecon, Scion Image, CTAn, TAS Plus gibi yazılımlar olmasına rağmen yapılan çalışmaların çoğunda Image J programı kullanılmıştır. FB hesaplanmasında ise caliper, power spectrum, renyi entropy, piksel dilatasyon, mass radius metod, brownian hareketi gibi metodlardan, en çok kutu sayma tekniği tercih edilmiştir.^(126, 128, 159) Bu çalışmada en yaygın kullanılan metod olan kutu sayma metodunu kullanmayı tercih ettik. FB'yi hesaplamada ücretsiz, kolay ulaşılabilir ve kullanımı kolay olduğu için, ImageJ 1.42 yazılımının kutu sayma yöntemini kullanmayı uygun gördük.⁽¹²⁶⁾

Literatürü incelediğimizde yapılan bazı çalışmalarda BMP formatlı görüntülere^(128, 160), bazı çalışmalarda TIFF formatlı görüntülere,^(133, 134) bazı çalışmalarda ise JPEG formatlı görüntülere,^(161, 162) FA uygulanmıştır. Yaşar ve ark.⁽¹⁴⁹⁾ JPEG ve TIFF dosya formatındaki görüntülerden elde ettikleri FB değerini karşılaştırmışlar ve TIFF ile elde ettikleri görüntülerdeki FB'yi JPEG'e göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır ($p < 0.001$) ve JPEG'e sıkıştırma sırasında, görüntüde bazı kayıplar olduğunu ifade etmişlerdir. Yapılan çalışmaların çoğunda yazarlar TIFF formatlı görüntüleri tercih etmişlerdir.⁽¹²⁶⁾ Yukarıda bahsi geçen görüntü kaybı dezavantajını ortadan kaldırmak için çalışmamızda da görüntülerin TIFF formatında kaydedilmesi tercih edildi.

FA uygulanacak İA'lar kare, dikdörtgen şeklinde veya manuel çizerek elde edilebilir.^(13, 136, 150, 163) Lee ve ark.⁽¹⁶⁴⁾ trabeküler yapının değerlendirilmesinde düzlemsel İA seçilmesinin gerektiğini, çizgisel İA seçiminin trabeküler yapıyı değerlendirmede yetersiz olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda kemiğin angulus bölgesinde İA kare (30x30 piksel) şeklinde belirlendi.

İA boyutunun FB üzerine etkisini inceleyen araştırmalarda fikir ayrılığı söz konudur. Updike ve ark.⁽¹²⁸⁾ FA'da küçük İA'lar kullanmanın, ilgi alanları arasındaki fraktal farklılıkları doğru bir şekilde ortaya koyamayacağını ifade etmiştir. Bunun yanı sıra İA boyutunun FB'yi etkilemediğini dair görüşlerde vardır.^(131, 165) Literatürü

incelediğimizde yukarıda bahsi geçen duruma binaen optimal bir sonuç veren İA boyutu hiçbir makalede belirtilmemiştir. Bu konuda yapılacak yeni çalışmalara ihtiyaç olduğu kanaatindeyiz. İA boyutlarına baktığımızda ise; Kato ve ark.⁽¹²⁶⁾ yapmış oldukları sistematik derlemede incelenen 78 makaledeki yazarların, kullanmış olduğu İA boyutlarının panoramik radyografik görüntülerde 10-300 piksel arasında, periapikal radyografik görüntülerde 23-400 piksel arasında, KIBT görüntülerinde ise 20-128 piksel arasında değerler aldığını belirtmiştir. Çalışmamızda gözlemlediğimiz kadarıyla angulus mandibula bölgesinde, kemiğin bukkolingual boyutunun sınırlı ölçülerde olması nedeniyle, KIBT görüntülerinde büyük piksel boyutlu İA seçimi zordu. Bu yüzden cross-sectional KIBT görüntülerinde İA'yı maksimum 30x30 piksel boyutunda seçebildik. Her görüntüleme tekniğinde standardizasyonu sağlamak amacı ile de periapikal ve panoramik radyografik görüntülerde de 30x30 piksel boyutunda İA tercih edildi. Feitosa ve ark.⁽¹³⁷⁾ da periapikal ve KIBT görüntüleri üzerinden FA uyguladıkları çalışmalarında, İA boyutunu 30x30 piksel olarak seçmişlerdir. İA boyutu seçimimiz bu anlamda Feitosa ve ark.⁽¹³⁷⁾ seçimiyle uyumluydu.

İA pozisyonuyla alakalı yapılan çalışmalarda ise sonuç şöyle idi; Koh ve ark.⁽¹³¹⁾ aynı panoramik radyografide 6 ayrı İA'ya FA uygulamışlar ve İA pozisyonunun FB'yi etkilemediğini ifade etmişlerdir. Bu görüşün aksine İA pozisyonunun FB'yi etkilediğini belirten çalışmalarda vardır.^(148, 165) Koh ve ark.⁽¹³¹⁾ göre panoramik radyografilerde FB değerini değerlendirmek için en uygun bölge alt premolar iken Hwang ve ark.⁽¹⁶⁶⁾ göre ise İA'lar posterior mandibuladan seçilmeliydi. Pratikte anterior mandibulada sıklıkla vertebra süperpozisyonu görülebilmektedir. Bunun yanında, anterior mandibula hasta pozisyonundan daha fazla etkilenmektedir. Anterior mandibulanın panoramik radyografik görüntülerde bulanık görülme ihtimali diğer bölgelere göre biraz daha fazladır. Periapikal radyografik görüntüleme tekniğinde ise posterior bölge süperpozisyonlardan arınmış ve daha az film yerleştirme hatasına sahip olan bölgedir.⁽¹⁶⁷⁾ Bizim çalışmamız ex vivo bir çalışma olduğundan, bahsi geçen ekstra durumlar görüntüyü etkilememiştir. Biz de Hwang ve ark.⁽¹⁶⁶⁾ ile uyumlu olarak en uygun bölgenin posterior mandibula olduğunu düşünmekteyiz. Klinik olarak çalışmamızda kullandığımız her görüntüleme yöntemi angulus mandibulanın görüntülenmesine izin vermez fakat, ex vivo deneysel ortamda angulus mandibula çalışmamızda kullandığımız tüm görüntüleme yöntemleriyle görüntülenebildiğinden dolayı çalışmamızda bu bölgeyi İA olarak kullanmayı tercih ettik.

Görüntüde farklı dansiteleri ayırt edebilme yeteneğine kontrast çözünürlük denir. Reseptörlerin kayıttetme dataları, yani bit derinliği 2'nin katları şeklindedir.⁽¹⁶⁸⁾ Piyasada mevcut sensörlerin çoğu 12 “bit”lik (212 farklı gri tonu) görüntü elde edebilmektedir. Bu da sensörlerin 4096 gri tonunun ayırt edebildiğini göstermektedir.⁽¹⁶⁹⁾ Çalışmamızda kullandığımız periapikal ve panoramik radyografiler 8 bit derinliğinde olup, KIBT görüntüleri 24 bit derinliğinde idi. Fakat FA için kullanılan image J programı ise 8 bitlik görüntülere analiz yapmaya izin vermektedir. Bizim çalışmamızda analiz öncesi görüntüler 8 bit formatına dönüştürüldüğü için, farklı kontrast çözünürlüğünün FB üzerine etkisini ortadan kaldırmış olduk. Zaten kontrast çözünürlüğünün FB etkisi üzerine etkisini inceleyen Oliveira santos ark.⁽¹⁵³⁾ 8 bit ve 16 bit derinliğindeki periapikal görüntülerin FB değerleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını tespit etmişlerdir.

Farklı radyografilerde FB değerlerini inceleyen çalışmaların çoğunda yazarlar; farklı görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntülerin uzaysal çözünürlüğünün, FB'yi önemli ölçüde etkilediğini ifade etmişlerdir.^(12, 13) Uzaysal çözünürlük; görüntüdeki küçük yapıların, yani detayın ayırt edilebilme kapasitesidir. Uzaysal çözünürlüğü yüksek olan görüntülerde, birim alanda ayırt edilebilir yapı sayısı fazladır. Uzaysal çözünürlük, birim mesafede sayılabilen çizgi çiftleri (linear pair) ile ölçülür. Çizgi çifti, linear pair/mm (lp/mm) ile gösterilir. Fosfor plak sistemlerin uzaysal çözünürlüğü 10-21 lp/mm arasındadır. CCD-CMOS sistemlerin uzaysal çözünürlüğü 27 lp/mm'ye kadar çıkmaktadır.⁽¹⁶⁸⁾ Bizim çalışmada kullandığımız panoramik radyografik görüntülerin çifti sayısı 9 lp/mm, periapikal radyografik görüntülerin çizgi çifti sayısı 14,3 LP/mm, STD- KIBT görüntülerinin 2 LP/mm, HRKIBT görüntülerinin 2.5 lp/mm idi.

Çözünürlük açısından görüntüleme sistemlerine baktığımızda; Pawelzik ve ark.⁽¹⁷⁰⁾ KIBT rekonstrüksiyonu ile oluşturulan cross-sectional görüntüleri ve panoramik radyografileri karşılaştırmış ve geleneksel panoramik radyografinin çözünürlüğünün KIBT'den daha iyi olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca yapılan bir çalışmada; kemik kalitesi ve lamina dura detaylarının, dijital intraoral radyografide KIBT'ye göre daha iyi skorlandığından bahsedilmiştir.⁽¹⁷¹⁾ Baksi ve Fidler⁽¹⁴⁷⁾ periapikal radyografilerde teknik farklılıkları inceledikleri çalışmalarında, yüksek çözünürlüklü görüntülerden elde edilen FB değerleri düşük çözünürlüklü olanlara göre yüksek olduğunu tespit

etmişlerdir. Magat ve Şener⁽¹³⁾ KIBT ile panoramik radyografileri FA açısından değerlendikleri çalışmalarında, KIBT görüntülerinin çözünürlüğünün panoramiğe göre daha düşük olduğunu ifade etmiştir. Bunu da KIBTFB değerinin PanFB'ye göre daha az çıkmasının sebeplerinden birisi olduğunu ifade etmişlerdir. Bollen ve ark.⁽¹²⁾ PanFB değerinin PaFB değerine göre daha az olmasının, panoramik radyografinin ayrıntıları daha az gösterip, çözünürlüğünün daha az olması kaynaklı beklenen bir sonuç olduğunu ifade etmişlerdir.

Bu çalışmaların bir parçası olarak, radyografik görüntülerin FB'leri ile ilgili çelişkili raporlar da vardır. Ruttimann ve ark'nın.⁽¹⁷²⁾ dekalsifikasyon ile FB'nin arttığını tespit ettikleri çalışmalarının aksine, Southard ve ark.⁽¹²⁷⁾ dekalsifikasyon ile FB için azalan değerler hesaplamıştır.

Ayrıca literatürde elde edilen sonuçlar standardize edilememiştir. Çalışmaların çoğunda azalan FB'nin kemik yoğunluğunun azalması anlamına geldiği öne sürülmüştür. Buna rağmen, literatürde tam tersi sonuçlar bulan çalışmalar da vardır.^(104, 152) Demirbaş ve ark.⁽⁷⁾ tarafından bu farklılıkların; anatomik varyasyonlar, 2 boyutlu kemik görüntüleri elde etmek için kullanılan yöntemlerdeki farklılıklar, FB ölçümündeki teknikler ve/veya ilgi alanlarının farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Fraktal analizde kontrol edilmesi zor parametreler kullanılır. Yapılan bir çalışma; kullanılan farklı yöntemler kaynaklı farklı sonuçlar elde edilebileceğini göstermiştir.⁽¹⁷³⁾ Kim ve ark.⁽¹³⁸⁾ ise çalışmalarında çelişkili bir sonuç tespit etmiştir. Osteoporotik hastaların radyografilerini FB açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, kontrol grubunda PanFB'yi, PaFB değerine göre anlamlı derecede yüksek bulmuşken ($p<0,01$), osteoporotik grupta tam tersi olarak PaFB'yi PanFB değerine göre anlamlı derecede yüksek bulmuştur ($p<0,01$). Bunların yanında FB deneklerin farklı anatomik yapılarından etkilenebilir. Tüm bahsi geçen nedenlerden ötürü FA, arkasında net bir cevap bulunamayan birtakım sorular bırakmaktadır.⁽¹⁵²⁾

Çalışmamızın tek merkezli olması limitasyonlarından biri olup, bir diğeri her teknikte kendi içinde aynı cihaz kullanılmış olmasıdır. Kullanılan farklı marka cihazlar, farklı tekniklerle ve çalışmanın çok merkezli yapılması ile yapılacak yeni çalışmaların zenginleştirileceğini ummaktayız.

Sunulan çalışmada görüntüleme tekniklerinin; kemiğin kalitesini ve kemiğin ince trabeküller yapısını gösterme kapasitesi değerlendirildi. Trabekülasyonu değerlendirmek amacıyla fraktal analiz yöntemi kullanıldı. Bu çalışma, alanında yapılan ön çalışma özelliği taşımaktadır. Verilerin doğrulanması amacıyla yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1.Sonuçlar

- Çalışmamızda en yüksek FB değeri PaFB olup, en düşük FB değeri STD-KIBTFB'dir Bu sonuca göre; periapikal radyografik görüntülemenin, kutu sayma metodu kullanılarak uygulanan FA için kullanılabilecek en avantajlı yöntem olduğu düşünülmektedir.
- PaFB ve PanFB değerinden yüksek olmasına rağmen bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir.
- Elde ettiğimiz verilere göre, kutu sayma metodu kullanılarak uygulanan FA için HR-KIBT'nin, STD-KIBT'ye göre daha avantajlı olabileceği sonucuna varılmıştır.

6.2. Öneriler

- Çalışmamızın sonucunda elde edilen veriler; farklı görüntüleme teknikleriyle elde edilen görüntülerin FB'ye etkisi hususunda, araştırmacılar tarafından dikkate alınmalıdır. İleride yapılacak çalışmalarda, araştırmacıların bu verileri göz önünde bulundurması fayda sağlayacaktır.
- Kutu sayma metodu kullanılarak uygulanan FA için öncelikle periapikal radyografik görüntülerin kullanımını önerilmektedir.
- Tek İA üzerinde FA uygulanacaksa periapikal radyografiler, birden çok İA üzerinde analiz yapılacaksa panoramik radyografiler tercih edilebilir. Bunun yanında; eklem bölgesi gibi periapikal görüntülemenin mümkün olmadığı yerlerde, panoramik radyografilerle benzer sonuçlar elde edebilir.
- FA için çalışmaların çoğunda panoramik ve periapikal radyografiler kullanılmış olmasına rağmen, KIBT de kullanılabilir ⁽¹²⁶⁾. Fakat çalışmamızın sonuçlarına göre KIBT'yi; kutu sayma metodu ile FB belirlenmesinde, periapikal ve panoramik radyografik görüntüleme yöntemlerine göre alternatif bir görüntüleme yöntemi olarak önermekteyiz.
- Yüksek çözünürlüklü KIBT görüntülerinde FB değerinin daha yüksek olması nedeniyle FA için STD-KIBT'den ziyade HR-KIBT görüntülemeyi önermekteyiz.

- KIBT’de çözünürlüğün artması ile FB artmış olmasına rağmen, çözünürlük farkının FB değerinde istatistiki olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığı tespit edilmiştir. Çözünürlüğün FB üzerine etkisini inceleyen yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.
- İleride yapılacak çalışmalarda; farklı yaklaşımlarla elde edilen FB değerlerinin karşılaştırılması yapılabilir, çalışmaya micro-BT gibi farklı görüntüleme yöntemleri eklenebilir, kemik yapı histopatolojik olarak değerlendirilip FB ile karşılaştırılabilir.



KAYNAKLAR

1. Alamri HM, Sadrameli M, Alshalhoob MA, Sadrameli M, Alshehri MA. Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. *Gen Dent*. 2012;60(5):390-400; quiz 1-2.
2. Aps J, Lim L, Tong H, Kalia B, Chou A. Diagnostic efficacy of and indications for intraoral radiographs in pediatric dentistry: a systematic review. *European archives of paediatric dentistry: official journal of the European Academy of Paediatric Dentistry*. 2020.
3. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *The British journal of radiology*. 1973;46(552):1016-22.
4. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2012;20(1):1-17.
5. Watanabe PCA, Faria V, Camargo A, Dos Santos M. Multiple radiographic analysis (systemic disease): dental panoramic radiography. *J Oral health Dent care*. 2017;1(1):007.
6. Klemetti E, Kolmakov S, Kröger H. Pantomography in assessment of the osteoporosis risk group. *European Journal of Oral Sciences*. 1994;102(1):68-72.
7. Demirbaş AK, Ergün S, Güneri P, Aktener BO, Boyacıoğlu H. Mandibular bone changes in sickle cell anemia: fractal analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;106(1):e41-e8.
8. Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IH, Wismeijer D. Accuracy of trabecular bone microstructural measurement at planned dental implant sites using cone-beam CT datasets. *Clinical oral implants research*. 2014;25(8):941-5.
9. Isman O. Evaluation of jaw bone density and morphology in bruxers using panoramic radiography. *Journal of dental sciences*. 2021;16(2):676-81.
10. Lee D-H, Ku Y, Rhyu I-C, Hong J-U, Lee C-W, Heo M-S, et al. A clinical study of alveolar bone quality using the fractal dimension and the implant stability quotient. *Journal of periodontal & implant science*. 2010;40(1):19-24.
11. Heo M-S, Park K-S, Lee S-S, Choi S-C, Koak J-Y, Heo S-J, et al. Fractal analysis of mandibular bony healing after orthognathic surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;94(6):763-7.
12. Bollen A, Taguchi A, Hujoel P, Hollender L. Fractal dimension on dental radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001;30(5):270-5.
13. Magat G, Sener SO. Evaluation of trabecular pattern of mandible using fractal dimension, bone area fraction, and gray scale value: comparison of cone-beam computed tomography and panoramic radiography. *Oral radiology*. 2019;35(1):35-42.

14. Harorlu A. AH, Yılmaz AB., Bilge OM., Dağıstan S., Çakur B., Çağlayan F., Miloğlu Ö., Sümbüllü MA. Ağız Diş ve Çene Radyolojisi. 1st ed. İstanbul: Nobel Tıp kitabevleri; 2014. 1-8
15. Nascimento MLF. Brief history of X-ray tube patents. World Patent Information. 2014;37:48-53.
16. Sansare K, Khanna V, Karjodkar F. Early victims of X-rays: a tribute and current perception. Dentomaxillofacial Radiology. 2011;40(2):123-5.
17. Frank ZA. Panoramic x-ray apparatus. Google Patents; 1922.
18. Paatero YV. A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces. Acta radiologica. 1949;32(2-3):177-84.
19. Pauwels R. History of dental radiography: Evolution of 2D and 3D imaging modalities. Med Phys Int. 2020;8:235-77.
20. KAMBUROĞLU K, YAKAR EN, Buket A, PAKSOY CS. Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi KIBT Bölüm 2. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2012;6(2):1160-5.
21. Petrik V, Apok V, Britton JA, Bell BA, Papadopoulos MC. Godfrey Hounsfield and the dawn of computed tomography. Neurosurgery. 2006;58(4):780-7.
22. Harorlu A. AH, Yılmaz AB., Bilge OM., Dağıstan S., Çakur B., Çağlayan F., Miloğlu Ö., Sümbüllü MA. Ağız Diş ve Çene Radyolojisi. 1st ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2014. 9-33
23. Huda W. Rewiew of Radiologic Physicis. Ankara Dünya Tıp Kitabevi; 2014 2014. 1-33
24. Pauwels R. What Is CBCT and How Does It Work? Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Springer; 2018. p. 13-42.
25. Huda W. Rewiev of Radiologic Physicis. Ankara: Dünya Tıp Kitabevi; 2014. 1-16 p.
26. Petrikowski CG. Introducing digital radiography in the dental office: an overview. Journal of the Canadian Dental Association. 2005;71(9).
27. White S, Pharoah, MJ. Oral Radiology Principles and Interpretation. 7th ed. Ankara: Palme Yayınevi; 2014. 63-84 p.
28. Haring J, Jansen, L. Dental radiography: principles and techniques: WB Saunders; 2000. 223-6 p.
29. Yeler DY, Taşveren SK, Kaynak O. Dişhekimliğinde dijital görüntüleme yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2006(Supplement 1):1-6.
30. Schaefer-Prokop C, Prokop M. Storage phosphor radiography. European radiology. 1997;7(3):S58-S65.
31. White S, Pharoah, MJ. Oral Radiology Principles and Interpretation. 7th ed. Ankara: Palme Yayınevi; 2014. 41-63 p.
32. Shah N, Bansal N, Logani A. Recent advances in imaging technologies in dentistry. World journal of radiology. 2014;6(10):794-807.

33. Langland OE, Langlais RP, Preece JW. Principles of dental imaging: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. 85-138 p.
34. Gupta A, Devi P, Srivastava R, Jyoti B. Intra oral periapical radiography-basics yet intrigue: A review. Bangladesh Journal of Dental Research & Education. 2014;4(2):83-7.
35. Şener E, Baksi BG. Peridontontal Patolojilerin Tanısında Kullanılan Görüntüleme Teknikleri Bölüm 1: İki ve Üç boyutlu Görüntüleme Sistemleri. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2013;34(2):79-85.
36. White S, Pharoah, MJ. Oral radiology principles and interpretation 7th ed. Ankara: Palme Yayınevi; 2014. 91-131 p.
37. Harorlu A. AH, Yılmaz AB., Bilge OM., Dağıstan S., Çakur B., Çağlayan F., Miloğlu Ö., Sümbüllü MA. Ağız Diş ve Çene Radyolojisi. 1st ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2014. 133-90 p.
38. White S, Pharoah, MJ. Oral Radiology Principles and Preparation 7th ed. Ankara: Palme Yayınevi; 2014. 166-84 p.
39. Cormack AM. Early two-dimensional reconstruction (CT scanning) and recent topics stemming from it. Journal of computer assisted tomography. 1980;4(5):658-64.
40. MacDonald D. Oral& Maxillofacial Radiology. Danvers: Wiley-Blackwell; 2011. 49-57
41. Ţuculina MJ, Cojocaru LV, DuŢu DS, Ghilaciu RI. The use of radiology and CBCT in dentistry.17(3):78-81.
42. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. IEEE transactions on medical imaging. 1982;1(1):22-33.
43. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofacial Radiology. 1999;28(4):245-8.
44. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. European radiology. 1998;8(9):1558-64.
45. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. Journal-Canadian Dental Association. 2006;72(1):75.
46. MacDonald D. Oral&Maxillofacial Radiology: Wiley-Blackwell; 2011. 59-66 p.
47. White S, Pharoah, MJ. Oral Radiology Principles and Preparation 7th ed. Ankara Palme Yayınevi; 2014. 185-213 p.

48. Adibi S, Zhang W, Servos T, O'Neill PN. Cone beam computed tomography in dentistry: what dental educators and learners should know. *Journal of dental education*. 2012;76(11):1437-42.
49. Macleod I, Heath N. Cone-beam computed tomography (CBCT) in dental practice. *Dental update*. 2008;35(9):590-8.
50. Dief S, Veitz-Keenan A, Amintavakoli N, McGowan R. A systematic review on incidental findings in cone beam computed tomography (CBCT) scans. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2019;48(7):20180396.
51. White SC. Cone-beam imaging in dentistry. *Health physics*. 2008;95(5):628-37.
52. Garg V, Bagaria A, Bhat SS, Bhardwaj S, Hedau LR. Application of Cone Beam Computed Tomography in Dentistry-A Review. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*. 2019;7(4):73-6.
53. Amuk M, Yılmaz S. Bir Diş Hekimliği Fakültesinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Tetkiki İstenmesinin Sebepleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 29(4):543-9.
54. Sánchez I, Uzcátegui G. Fractals in dentistry. *Journal of dentistry*. 2011;39(4):273-92.
55. Majumdar S, Lin J, Link T, Millard J, Augat P, Ouyang X, et al. Fractal analysis of radiographs: assessment of trabecular bone structure and prediction of elastic modulus and strength. *Medical Physics*. 1999;26(7):1330-40.
56. Mandelbrot BB. *The fractal geometry of nature*: WH freeman New York; 1982. 170-80 p.
57. Lopes R, Betrouni N. Fractal and multifractal analysis: a review. *Medical image analysis*. 2009;13(4):634-49.
58. Mandelbrot BB. How long is the coast of Britain? Statistical self-similarity and fractional dimension. *science*. 1967;156(3775):636-8.
59. Jurczyszyn K, Kubasiewicz-Ross P, Nawrot-Hadzik I, Gedrange T, Dominiak M, Hadzik J. Fractal dimension analysis a supplementary mathematical method for bone defect regeneration measurement. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2018;219:83-8.
60. Tatlıpınar H. Doğrusal Olmayan Dinamik Sistemlerin İncelenmesi ve Kompleksite Bilimi. *Yıldız Social Science Review*. 6(2):81-97.
61. Stewart I. Four encounters with sierpinski's gasket. *The Mathematical Intelligencer*. 1995;17(1):52-64.
62. Lapidus ML, Pearse EP. A tube formula for the Koch snowflake curve, with applications to complex dimensions. *Journal of the London Mathematical Society*. 2006;74(2):397-414.

63. Vinoy K, Abraham JK, Varadan VK. On the relationship between fractal dimension and the performance of multi-resonant dipole antennas using Koch curves. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 2003;51(9):2296-303.
64. Güleç M, Taşşöker M, Özcan S. Tıpta ve Diş Hekimliğinde Fraktal Analiz. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*. 2019;40(1):17-31.
65. Smith Jr T, Lange G, Marks WB. Fractal methods and results in cellular morphology—dimensions, lacunarity and multifractals. *Journal of neuroscience methods*. 1996;69(2):123-36.
66. Kirci P, Bayrak EA. The application of fractal analysis on thyroid ultrasound images. *Acta Infologica*. 2019;3(2):83-90.
67. Makletsov SV, Opokina NA, Shafigullin IK. Application of fractal analysis method for studying stock market. *International Transaction Journal of Engineering, Management, & Applied Sciences & Technologies*. 2019;11(1).
68. Qiao W, Li W, Zhang X, Niu Y, Chen Y, Wang Y, et al. Prediction of floor water disasters based on fractal analysis of geologic structure and vulnerability index method for deep coal mining in the Yanzhou mining area. *Geomatics, Natural Hazards and Risk*. 2019;10(1):1306-26.
69. Ozturk D. Assessment of urban sprawl using Shannon's entropy and fractal analysis: a case study of Atakum, Ilkadim and Canik (Samsun, Turkey). *Journal of environmental engineering and landscape management*. 2017;25(3):264-76.
70. Zlatintsi A, Maragos P. Multiscale fractal analysis of musical instrument signals with application to recognition. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*. 2012;21(4):737-48.
71. Lam NS-N, Quattrochi DA. On the issues of scale, resolution, and fractal analysis in the mapping sciences. *The Professional Geographer*. 1992;44(1):88-98.
72. Leszczyński P, Sokalski J. The use of fractal analysis in medicine: A literature review. *Dental and Medical Problems*. 2017;54(1):79-83.
73. Heymans O, Fissette J, Vico P, Blacher S, Masset D, Brouers F. Is fractal geometry useful in medicine and biomedical sciences? *Medical hypotheses*. 2000;54(3):360-6.
74. Luzi P, Bianciardi G, Miracco C, De Santi M, Del Vecchio M, Alia L, et al. Fractal analysis in human pathology. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1999;879(1):255-7.
75. Captur G, Karperien AL, Hughes AD, Francis DP, Moon JC. The fractal heart—embracing mathematics in the cardiology clinic. *Nature Reviews Cardiology*. 2017;14(1):56-64.

76. Tanabe N, Oguma T, Sato S, Kubo T, Kozawa S, Shima H, et al. Quantitative measurement of airway dimensions using ultra-high resolution computed tomography. *Respiratory investigation*. 2018;56(6):489-96.
77. Kim YC, Narayanan SS, Nayak KS. Accelerated three-dimensional upper airway MRI using compressed sensing. *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. 2009;61(6):1434-40.
78. Glenny RW. Emergence of matched airway and vascular trees from fractal rules. *Journal of Applied Physiology*. 2011;110(4):1119-29.
79. Shimizu K, Tanabe N, Van Tho N, Suzuki M, Makita H, Sato S, et al. Per cent low attenuation volume and fractal dimension of low attenuation clusters on CT predict different long-term outcomes in COPD. *Thorax*. 2020;75(2):116-22.
80. Tanabe N, Sato S, Suki B, Hirai T. Fractal Analysis of Lung Structure in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Frontiers in Physiology*. 2020;11:1661.
81. Roy MK, Banerjee P, Sengupta TK, Dattagupta S. Glucose induced fractal colony pattern of *Bacillus thuringiensis*. *Journal of theoretical biology*. 2010;265(3):389-95.
82. Nai GA, Martelli CAT, Medina DAL, de Oliveira MSC, Caldeira ID, Henriques BC, et al. Fractal dimension analysis: A new tool for analyzing colony-forming units. *MethodsX*. 2021;8:101228.
83. Wang Y, Zhou W, Yuan Q, Li X, Meng Q, Zhao X, et al. Comparison of ictal and interictal EEG signals using fractal features. *International journal of neural systems*. 2013;23(06):1350028.
84. Mainster MA. The fractal properties of retinal vessels: embryological and clinical implications. *Eye*. 1990;4(1):235-41.
85. Yu S, Lakshminarayanan V. Fractal Dimension and Retinal Pathology: A Meta-Analysis. *Applied Sciences*. 2021;11(5):2376.
86. Madlum DV, Gaêta-Araujo H, Brasil DM, Lima CAS, Oliveira ML, Haiter-Neto F. Influence of the file format and transmission app on the radiographic diagnosis of caries lesions. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2020;132(4):448-55.
87. Gutierrez P, Piña C, Lara VH, Bosch P. Characterization of enamel with variable caries risk. *Archives of Oral Biology*. 2005;50(10):843-8.
88. Drummond JL, Thompson M, Super BJ. Fracture surface examination of dental ceramics using fractal analysis. *Dental Materials*. 2005;21(6):586-9.
89. Jurczynszyn K, Kazubowska K, Kubasiewicz-Ross P, Ziółkowski P, Dominiak M. Application of fractal dimension analysis and photodynamic diagnosis in the case of

differentiation between lichen planus and leukoplakia: A preliminary study. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*. 2018;27(12):1729-36.

90. Mincione G, Di Nicola M, Di Marcantonio MC, Muraro R, Piattelli A, Rubini C, et al. Nuclear fractal dimension in oral squamous cell carcinoma: a novel method for the evaluation of grading, staging, and survival. *Journal of Oral Pathology & Medicine*. 2015;44(9):680-4.

91. Goutzanis L, Papadogeorgakis N, Pavlopoulos P, Katti K, Petsinis V, Plochoras I, et al. Nuclear fractal dimension as a prognostic factor in oral squamous cell carcinoma. *Oral Oncology*. 2008;44(4):345-53.

92. Arsan B, Köse TE, Çene E, Özcan İ. Assessment of the trabecular structure of mandibular condyles in patients with temporomandibular disorders using fractal analysis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2017;123(3):382-91.

93. Gulec M, Tassoker M, Ozcan S, Orhan K. Evaluation of the mandibular trabecular bone in patients with bruxism using fractal analysis. *Oral radiology*. 2020;37(1):1-10.

94. Tolga Suer B, Yaman Z, Buyuksarac B. Correlation of Fractal Dimension Values with Implant Insertion Torque and Resonance Frequency Values at Implant Recipient Sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(1).

95. Bayrak S, Bulut DG, Orhan K, Sinanoğlu EA, Çakmak EŞK, Mısırlı M, et al. Evaluation of osseous changes in dental panoramic radiography of thalassemia patients using mandibular indexes and fractal size analysis. *Oral radiology*. 2020;36(1):18-24.

96. Aktuna Belgin C, Serindere G. Evaluation of trabecular bone changes in patients with periodontitis using fractal analysis: A periapical radiography study. *Journal of periodontology*. 2020;91(7):933-7.

97. Ugur Aydın Z, Toptas O, Goller Bulut D, Akay N, Kara T, Akbulut N. Effects of root-end filling on the fractal dimension of the periapical bone after periapical surgery: retrospective study. *Clin Oral Investig*. 2019;23(9):3645-51.

98. Cesur E, Bayrak S, Kursun-Cakmak ES, Arslan C, Koklu A, Orhan K. Evaluating the effects of functional orthodontic treatment on mandibular osseous structure using fractal dimension analysis of dental panoramic radiographs. *Angle Orthod*. 2020;90(6):783-93.

99. Akbulut S, Bayrak S, Korkmaz YN. Prediction of rapid palatal expansion success via fractal analysis in hand-wrist radiographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2020;158(2):192-8.

100. Nezafat NB, Ghoranneviss M, Elahi SM, Shafiekhani A, Ghorannevis Z, Solaymani S. Microstructure, micromorphology, and fractal geometry of hard dental tissues: Evaluation of atomic force microscopy images. *Microscopy research and technique*. 2019;82(11):1884-90.

101. Maity S, Mahadevappa M, Dutta G, Chatterjee J, editors. Computer aided Diabetes Diagnosis using Textural Features of Saliva Crystallogram Images. 2021 IEEE Second International Conference on Control, Measurement and Instrumentation (CMI); 2021: IEEE.
102. Scalco E, Fiorino C, Cattaneo GM, Sanguineti G, Rizzo G. Texture analysis for the assessment of structural changes in parotid glands induced by radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*. 2013;109(3):384-7.
103. Demiralp KÖ, Kurşun-Çakmak EŞ, Bayrak S, Akbulut N, Atakan C, Orhan K. Trabecular structure designation using fractal analysis technique on panoramic radiographs of patients with bisphosphonate intake: a preliminary study. *Oral radiology*. 2019;35(1):23-8.
104. Ergün S, Saraçoğlu A, Güneri P, Özpınar B. Application of fractal analysis in hyperparathyroidism. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38(5):281-9.
105. Oliveira ML, Pedrosa EFNC, Cruz AD, Haiter-Neto F, Paula FJA, Watanabe PCA. Relationship between bone mineral density and trabecular bone pattern in postmenopausal osteoporotic Brazilian women. *Clinical oral investigations*. 2013;17(8):1847-53.
106. Wang Y, Zhou W, Yuan Q, Li X, Meng Q, Zhao X, et al. Comparison of ictal and interictal EEG signals using fractal features. *Int J Neural Syst*. 2013;23(6):1350028.
107. Nemcova A, Vitek M, Novakova M. Complex study on compression of ECG signals using novel single-cycle fractal-based algorithm and SPIHT. *Scientific reports*. 2020;10(1):1-15.
108. Neudorf J, Ekstrand C, Kress S, Borowsky R. Brain structural connectivity predicts brain functional complexity: diffusion tensor imaging derived centrality accounts for variance in fractal properties of functional magnetic resonance imaging signal. *Neuroscience*. 2020;438:1-8.
109. Li W, Hirvasniemi J, Guo X, Saarakkala S, Lammi MJ, Qu C. Comparison of bone texture between normal individuals and patients with Kashin-Beck disease from plain radiographs in knee. *Scientific reports*. 2018;8(1):1-9.
110. Nie Q, Zou Y-b, Lin JC-W. Feature extraction for medical ct images of sports tear injury. *Mobile Networks and Applications*. 2021;26(1):404-14.
111. Dobrescu R, Ichim L, Crisan D. Diagnosis of breast cancer from mammograms by using fractal measures. *International journal of medical imaging*. 2013;1(2):32-8.
112. Otis LL, Hong JS-H, Tuncay OC. Bone structure effect on root resorption. *Orthodontics & craniofacial research*. 2004;7(3):165-77.
113. Bachtler R, Walter C, Schulze RK. Fractal dimension in CBCT images as predictor for MRONJ: a retrospective cohort study. *Clinical oral investigations*. 2021;25(4):2113-8.

114. Irie MS, Rabelo GD, Spin-Neto R, Dechichi P, Borges JS, Soares PBF. Use of micro-computed tomography for bone evaluation in dentistry. *Brazilian dental journal*. 2018;29:227-38.
115. Chikui T, Tokumori K, Yoshiura K, Oobu K, Nakamura S, Nakamura K. Sonographic texture characterization of salivary gland tumors by fractal analyses. *Ultrasound in medicine & biology*. 2005;31(10):1297-304.
116. Honda E, Domon M, Sasaki T. A method for determination of fractal dimensions of sialographic images. *Investigative radiology*. 1991;26(10):894-901.
117. Ünsal N. Sagittal split ramus osteotomisinde kullanılan fiksasyon yöntemlerinin deneysel olarak karşılaştırılması [Doktora Tezi]. Konya: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2016.
118. De Molon R, Batitucci R, Spin-Neto R, Paquier G, Sakakura C, Tosoni GM, et al. Comparison of changes in dental and bone radiographic densities in the presence of different soft-tissue simulators using pixel intensity and digital subtraction analyses. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(9):20130235.
119. Bayrak S, Cakmak ESK, Kamalak H. Contrast-to-noise ratios of different dental restorative materials: An in-vitro cone beam computed tomography study. *European oral research*. 2020;54(1):36-41.
120. Hayek E, Aoun G, Bassit R, Nasseh I. Correlating radiographic fractal analysis at implant recipient sites with primary implant stability: An in vivo preliminary study. *Cureus*. 2020;12(1).
121. White SC, Rudolph DJ. Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;88(5):628-35.
122. Kim T-H, Lee D-Y, Jung S-K. Comparison of Trabecular Bone Mineral Density Measurement Using Hounsfield Unit and Trabecular Microstructure in Orthodontic Patients Using Cone-Beam Computed Tomography. *Applied Sciences*. 2021;11(3):1028.
123. Ko YC, Huang HL, Shen YW, Cai JY, Fuh LJ, Hsu JT. Variations in crestal cortical bone thickness at dental implant sites in different regions of the jawbone. *Clinical implant dentistry and related research*. 2017;19(3):440-6.
124. Wang S-H, Shen Y-W, Fuh L-J, Peng S-L, Tsai M-T, Huang H-L, et al. Relationship between cortical bone thickness and cancellous bone density at dental implant sites in the jawbone. *Diagnostics*. 2020;10(9):710.
125. Zhou S, Yang Y, Ha N, Zhang P, Ma X, Gong X, et al. The specific morphological features of alveolar bone. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2018;29(5):1216-9.

126. Kato CN, Barra SG, Tavares NP, Amaral TM, Brasileiro CB, Mesquita RA, et al. Use of fractal analysis in dental images: a systematic review. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2020;49(2):20180457.
127. Southard TE, Southard KA, Jakobsen JR, Hillis SL, Najim CA. Fractal dimension in radiographic analysis of alveolar process bone. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1996;82(5):569-76.
128. Updike SX, Nowzari H. Fractal analysis of dental radiographs to detect periodontitis-induced trabecular changes. *Journal of periodontal research*. 2008;43(6):658-64.
129. Gümüşsoy İ, Duman ŞB, Miloğlu Ö. Hiperparatiroidili hastalarda panoramik indeksler ve fraktal analiz kullanılarak mandibular kemiğin incelenmesi. *Selcuk Dental Journal*. 6(4):299-303.
130. Son C, Choi MS, Park JC. Different Responsiveness of Alveolar Bone and Long Bone to Epithelial-Mesenchymal Interaction-Related Factor. *JBMR plus*. 2020;4(8):e10382.
131. Koh K-J, Park H-N, Kim K-A. Prediction of age-related osteoporosis using fractal analysis on panoramic radiographs. *Imaging science in dentistry*. 2012;42(4):231-5.
132. Gulec M, Tassoker M, Ozcan S, Orhan K. Evaluation of the mandibular trabecular bone in patients with bruxism using fractal analysis. *Oral radiology*. 2020:1-10.
133. Aydın ZU, Toptaş O, Bulut DG, Akay N, Kara T, Akbulut N. Effects of root-end filling on the fractal dimension of the periapical bone after periapical surgery: retrospective study. *Clinical oral investigations*. 2019;23(9):3645-51.
134. Zeytinoğlu M, İlhan B, Dünder N, Boyacıoğlu H. Fractal analysis for the assessment of trabecular peri-implant alveolar bone using panoramic radiographs. *Clinical oral investigations*. 2015;19(2):519-24.
135. Kocak ATÖ, Bulut DG. Measurement of trabecular bone structure of the condyles in patients with transverse maxillary deficiency: A CBCT fractal analysis study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2021;132(3):352-60.
136. Barnkgel I, Halboub E, Almashraqi A. Effect of bisphosphonate treatment on the jawbone: an exploratory study using periapical and panoramic radiographic evaluation. *Oral radiology*. 2019;35(2):159-70.
137. Feitosa ÉF, Vasconcellos MM, Magalhães RJP, Domingos-Vieira AC, Visconti MA, Guedes FR, et al. Bisphosphonate alterations of the jaw bones in individuals with multiple myeloma. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2020;49(2):20190155.
138. Kim J-Y, Jung Y-H, Nah K-S. Prediction of osteoporosis using fractal analysis on periapical and panoramic radiographs. *Imaging Science in Dentistry*. 2008;38(3):147-51.

139. Flint DJ, Paunovich E, Moore WS, Wofford DT, Hermes CB. A diagnostic comparison of panoramic and intraoral radiographs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1998;85(6):731-5.
140. Taş A. Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş Ve Çene Radyolojisi Kliniğine Başvuran Hastaların Demografik, Sistemik Ve Radyografik Karakteristiklerinin Belirlenmesi [Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi]. Antalya: Akdeniz Üniversitesi; 2021.
141. Ho J-T, Wu J, Huang H-L, Chen MY, Fuh L-J, Hsu J-T. Trabecular bone structural parameters evaluated using dental cone-beam computed tomography: cellular synthetic bones. *Biomedical engineering online*. 2013;12(1):1-10.
142. Van Dessel J, Nicolielo L, Huang Y, Coudyzer W, Salmon B, Lambrichts I, et al. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(1):95-105.
143. dos Santos Corpas L, Jacobs R, Quirynen M, Huang Y, Naert I, Duyck J. Peri-implant bone tissue assessment by comparing the outcome of intra-oral radiograph and cone beam computed tomography analyses to the histological standard. *Clinical oral implants research*. 2011;22(5):492-9.
144. Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IH, Wismeijer D. The effect of scan parameters on cone beam CT trabecular bone microstructural measurements of the human mandible. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(10):20130206.
145. Khobragade P, Jain A, Nagesh SS, Andreana S, Dziak R, Sunkara SK, et al., editors. *Micro-Computed tomography (CT) based assessment of dental regenerative therapy in the canine mandible model*. Medical Imaging 2015: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging; 2015: International Society for Optics and Photonics.
146. Guggenbuhl P, Bodic F, Hamel L, Baslé M, Chappard D. Texture analysis of X-ray radiographs of iliac bone is correlated with bone micro-CT. *Osteoporosis international*. 2006;17(3):447-54.
147. Baksi BG, Fidler A. Image resolution and exposure time of digital radiographs affects fractal dimension of periapical bone. *Clinical oral investigations*. 2012;16(5):1507-10.
148. Jolley L, Majumdar S, Kapila S. Technical factors in fractal analysis of periapical radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2006;35(6):393-7.
149. Yasar F, Apaydin B, Yilmaz H-H. The effects of image compression on quantitative measurements of digital panoramic radiographs. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2012;17(6):e1074.

150. Pornprasertsuk S, Ludlow J, Webber R, Tyndall D, Yamauchi M. Analysis of fractal dimensions of rat bones from film and digital images. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001;30(3):179-83.
151. Shrout MK, Roberson B, Potter BJ, Mailhot JM, Hildebolt CF. A comparison of 2 patient populations using fractal analysis. *Journal of periodontology*. 1998;69(1):9-13.
152. Sansare K, Singh D, Karjodkar F. Changes in the fractal dimension on pre-and post-implant panoramic radiographs. *Oral Radiology*. 2012;28(1):15-23.
153. Oliveira-Santos N, Michels M, Freitas DQ, Haiteir-Neto F, Oliveira ML. Influence of phosphor plate-based radiographic image specifications on fractal analysis of alveolar bone. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2019;128(4):418-23.
154. Caldas MdP, Ramos-Perez FMdM, Almeida SMd, Haiteir-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *Journal of Applied Oral Science*. 2010;18:264-7.
155. Shrout MK, Potter BJ, Hildebolt CF. The effect of image variations on fractal dimension calculations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1997;84(1):96-100.
156. Özbayrak S. Intraoral Röntgen Teknikleri ve Ortodontomografi (Opg) İle Çekilen Filmlerde Alveol Kemiği Görüntülerinin Karşılaştırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 24(1):38-43.
157. Gümüşsoy İ. Panoramik Radyografilerde Fraktal Analiz Metodunun Uygulanması ve Değişik Röntgen Cihazlarının Fraktal Boyut Değerine Etkisi. *Sakarya Tıp Dergisi*. 9(3):492-8.
158. Noujeim M, Prihoda T, McDavid W, Ogawa K, Seki K, Okano T, et al. Pre-clinical evaluation of a new dental panoramic radiographic system based on tomosynthesis method. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011;40(1):42-6.
159. Zandieh S, Haller J, Bernt R, Hergan K, Rath E. Fractal analysis of subchondral bone changes of the hand in rheumatoid arthritis. *Medicine*. 2017;96(11).
160. Ahmad S, Kamble RH, Shrivastav S, Sharma N, Patil R, Goyal A. Assessment Of Bony Trabecular Patternchanges Seen In Growing Skeleal Class-I Malocclusion Treated With Twin Block Therapy. *Int J Cur Res Rev*. 2015;7(21):59.
161. Apolinário AC, Sindeaux R, de Souza Figueiredo PT, Guimarães AT, Acevedo AC, Castro LC, et al. Dental panoramic indices and fractal dimension measurements in osteogenesis imperfecta children under pamidronate treatment. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2016;45(4):20150400.

162. Kavitha MS, Park S-Y, Heo M-S, Chien S-I. Distributional variations in the quantitative cortical and trabecular bone radiographic measurements of mandible, between male and female populations of Korea, and its utilization. *PLoS One*. 2016;11(12):e0167992.
163. Yasar F, Akgunlu F. The differences in panoramic mandibular indices and fractal dimension between patients with and without spinal osteoporosis. *Dentomaxillofacial radiology*. 2006;35(1):1-9.
164. Lee K, Choi S, Park T, You D. Fractal dimension calculated from two types of region of interest. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1999;28(5):284-9.
165. Shrout M, Hildebolt C, Potter B. The effect of varying the region of interest on calculations of fractal index. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1997;26(5):295-8.
166. Hwang JJ, Lee J-H, Han S-S, Kim YH, Jeong H-G, Choi YJ, et al. Strut analysis for osteoporosis detection model using dental panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2017;46(7):20170006.
167. Scarfe W, Eraso F, Farman A. Characteristics of the Orthopantomograph OP 100. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1998;27(1):51-7.
168. Çağlayan F, Harorlu A. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.30(1):138-47.
169. Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: an overview. *J Contemp Dent Pract*. 2002;3(4):23-39.
170. Pawelzik J, Cohnen M, Willers R, Becker J. A comparison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assessment of impacted mandibular third molars. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2002;60(9):979-84.
171. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;104(3):395-401.
172. Ruttimann UE, Webber RL, Hazelrig JB. Fractal dimension from radiographs of periodontal alveolar bone: a possible diagnostic indicator of osteoporosis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1992;74(1):98-110.
173. Caligiuri P, Giger ML, Favus M. Multifractal radiographic analysis of osteoporosis. *Medical physics*. 1994;21(4):503-8.