

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİAPİKAL LEZYON SAPTANABİLİRLİĞİNİN İKİ VE ÜÇ
BOYUTLU DENTAL GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ İLE *İN*
VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Doktora Tezi

Dişhekim

ELİF SOĞUR

DANIŞMAN

Prof. Dr. B. Güniz BAKSI ŞEN

TEZ

2008

ÖNSÖZ

Radyografler, dento-alveoler yapıların izlenmesinde kullanılan en önemli gereçlerdir. Radyoloji biliminin günümüz teknolojisi ile birleşmesi sonrasında geliştirilen yeni görüntüleme yöntemleri; 3. boyut hakkında da bilgi verebilen gelişmiş görüntüleme tekniklerinin kullanımına olanak yaratmıştır. Son yıllarda bu amaçla geliştirilen konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi (Cone-beam computed tomography, CBCT) teknolojisi, sadece tıp merkezlerinde bulunan, maliyeti ve hastaya ulaşan radyasyon dozu yüksek, ancak 3. boyut hakkında bilgi verebilen standart bilgisayarlı tomografi görüntüleme sistemlerine bir alternatif oluşturmaktadır.

Sunulan çalışmada, Accu-I-Tomo-3DX-CBCT sistemi, Digora fosfor plak sistemi ve F hızındaki filmler kullanılarak elde edilen radyografik görüntüler, kimyasal yolla oluşturulan periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. 3DX görüntüleme sisteminin periapikal lezyonların saptanabilirliği konusundaki tanısal kapasitesinin çalışmamıza dahil edilen diğer sistemlerden yüksek olduğunu, bunu da sırasıyla Digora fosfor plak sistemi ve F hızındaki filmlerinin izlediğini saptadık. *In vitro* koşullarda elde ettiğimiz bu bulguların klinik olarak yönlendirici olduğu ancak, dişhekimliğinin farklı alanlarındaki tanı ve tedavi planlamalarına yönelik klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Tezimin konu seçiminden tamamlanmasına kadar tüm aşamalarında yardımcı olup, değerli fikirleri ile katkıda bulunan doktora danışmanım Prof. Dr. B. Güniz Baskı Şen'e,

Araştırmamız süresince yorum ve gözlemleri ile bana yol gösteren tez izleme komitesi üyeleri Prof. Dr. Günnur Lomçalı ve Prof. Dr. B. Hakan Şen'e,

Tezimin Götėborg Üniversitesi Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilen görüntüleme aşamasında yardımlarını esirgemeyen başta Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Hans-Göran Gröndahl olmak üzere bütün değerli öğretim üyesi ve çalışanlarına,

Araştırmamızın gerçekleşmesi için maddi destek sağlayan E.Ü. Rektörlüğü Araştırma Fonu'na teşekkürü bir borç bilirim.

İzmir, 2008

Dt. Elif Soğur

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

ÖNSÖZ	III
RESİM DİZİNİ	VIII
TABLO DİZİNİ	XI
GRAFİK DİZİNİ	XII
I.GİRİŞ	1
1.1. Genel Bilgiler	4
1.1.1. Konvansiyonel Radyografi	5
1.1.1.1. Konvansiyonel Radyografinin Avantajları	5
1.1.1.2. Konvansiyonel Radyografinin Yetersizlikleri	7
1.1.2. Dijital Radyografi	8
1.1.2.1. İndirekt Dijital Radyografi	8
1.1.2.2. Direkt Dijital Radyografi	9
1.1.2.2.1. CCD sensör sistemleri	10
1.1.2.2.2. CMOS sensör sistemleri	11
1.1.2.3. Yarı-direkt Dijital Radyografi	12
1.1.2.4. Dijital Radyografinin Avantajları	13
1.1.2.4.1. Görüntü Netleştirme İşlemleri	14
1.1.2.5. Dijital Radyografinin Yetersizlikleri	15

1.1.3. Kemik İçi Lezyonlarının Saptanmasında Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri	17
1.1.3.1. Bilgisayarlı Tomografi	18
1.1.3.2. Konik Huzme Işınli Bilgisayarlı Tomografi (Cone Beam Computed Tomography =CBCT)	26
1.1.4. Kemik Dokusunun Görüntülenmesinde Kullanılan Diğer Görüntüleme Yöntemleri	49
1.1.4.1. Tuned Aperture Computed Tomography (TACT)	49
1.1.4.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme	51
1.1.4.3. Radyonüklit Görüntüleme	52
1.1.4.3.1. Kemik Sintigrafisi	53
1.1.4.4. Ultrasonografi	53
1.1.5. Periapikal kemik lezyonları	54
1.1.5.1. Periapikal kemik lezyonlarının radyografik özellikleri	55
1.1.5.2. Periapikal kemik lezyonlarının radyografik tanısını etkileyen faktörler	56
1.1.5.3. <i>In vitro</i> koşullarda periapikal kemik defektleri oluşturmak için kullanılan yöntemler	60
2. GEREÇ-YÖNTEM	63
2.1. Periapikal kemik defektlerinin oluşturulması için gerçekleştirilen ön çalışmalar	63
2.2. Çalışma örneklerinin seçimi ve hazırlanması	74
2.3. Radyografik Teknik	78

2.4. Değerlendirme	83
2.5. İstatistiksel Analiz Yöntemleri	87
3. BULGULAR	90
4.TARTIŞMA	104
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	122
6. ÖZET	124
7. ABSTRACT	126
8. KAYNAKLAR	128
ÖZGEÇMİŞ	150

RESİM DİZİNİ

Sayfa No:

Resim 1: CBCT cihazında kullanılan konik şekildeki ışın demeti	27
Resim 2: BT cihazında kullanılan yelpaze şeklindeki ışın demeti	28
Resim 3: Newtom 9000 cihazı ile elde edilen kılavuz görüntü	30
Resim 4: Kılavuz görüntü üzerinde seçilen düzleme ait aksiyel kesit görüntüsü	31
Resim 5: Morita şirketi tarafından geliştirilen Accu-I-Tomo cihazı(3DX)	36
Resim 6: 3DX cihazı kullanılarak elde edilen hacmin aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlere ait görüntüleri	37
Resim 7: 3DX cihazı kullanımı sırasında hastanın konumlandırılması	38
Resim 8: 3DX cihazı ile elde edilen silindir şeklindeki hacimsel görüntü	38
Resim 9: 3DX görüntüleme sisteminin bilgisayar ekranında 3 farklı düzlemde gözlenebilen eş zamanlı görüntüleri	39
Resim 10: I.I. kullanılan CBCT sistemlerinin çalışma mekanizması	44
Resim 11: Düz panel detektör kullanılan CBCT sistemlerinin çalışma mekanizması	45
Resim 12: Fosforik asidin farklı sürelerde uygulaması sonrasında oluşan defektlere ait radyografik görüntüler	64
Resim 13: Perklorik asidin farklı sürelerde uygulanması sonrasında oluşan defektlere ait radyografik görüntüler	65
Resim 14: Çalışmamızda kullanılan %70'lik perklorik asit	66

Resim 15: Premolar dişlerin periapikal bölgelerinde farklı sürelerde asit uygulaması ile oluşturulan defektlere ait radyografik görüntüler	68
Resim 16: 2 saat ve daha uzun sürelerdeki asit uygulamalarında premolar dişlerin periapikal bölgelerinde oluşturulan defektlere ait radyografik görüntüler	70
Resim 17: Asit uygulanmamış ve 30 dakika asit uygulanmış premolar diş soketlerinin farklı görüntüleme sistemleri ile elde edilen radyografik görüntüler	72
Resim 18: Kemik defektlerinin oluşturulması aşamasında kullanılan düzenek ...	73
Resim 19: Kemik defektlerinin oluşturulması aşamasında kullanılan düzenek	73
Resim 20: Asit uygulaması öncesi alveoler soketlerinden uzaklaştırılan premolar dişlerin korunduğu cam kaplar	74
Resim 21: Alveoler soketin apeksine yerleştirilen pamuk peletlerin görüntüsü ..	75
Resim 22: Alveoler soketin apeksine yerleştirilen pamuk peletlerin görüntüsü ..	75
Resim 23: %70'lik perklorik asitin bir damlalık yardımıyla alveoler sokete uygulanması	76
Resim 24: Asit uygulama periyodu sonrası alveoler soketin temizlenmesi	77
Resim 25: Kadavra mandibulaların içine yerleştirildiği silikon kalıplar	78
Resim 26: Silikon bloğun yerleştirildiği düzenek	79
Resim 27: Düzeneğin üstten görünümü	79
Resim 28: Digora plaklarının ışınlamayı takiben Digora® Optime-tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılması	80
Resim 29: Accu-I-Tomo (3DX) cihazının görüntüsü	81
Resim 30: 3DX sistemi ile görüntü alırken kadavra mandibulaların yerleştirildiği düzenek	82

Resim 31: 3DX görüntüleme sistemi ile elde edilen farklı kesitlere ait görüntüler	86
Resim 32: Digora ve periapikal film ile elde edilen radyografi görüntüleri	87
Resim 33: 1 saatlik asit uygulaması sonrasında 3DX ile elde edilen farklı sagittal kesitlere ait görüntüler	101
Resim 34: 1 saatlik asit uygulaması sonrasında fosfor plak ve periapikal film ile elde edilen radyografik görüntüler	101

TABLO DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 1: Landis & Koch'un değerlendirme skalası	89
Tablo 2: Üç farklı asit uygulama süresine ve 3 farklı görüntüleme sistemine ait sensitivite (SNT), spesifite (SPF), LR – ve LR + değerleri	91
Tablo 3: Farklı asit uygulama sürelerinde 3DX sistemi ile değerlendirilen 5 kesite ait en düşük, ortalama ve en yüksek A_z alan değerleri ve standart sapmaları (SS)	96
Tablo 4: Farklı asit uygulama sürelerinde fosfor plak, film ve 3DX sistemine ait A_z alan değerlerinin 6 gözlemci için ortalama ve standart sapma (SS) değerleri.....	98
Tablo 5: 3DX _D kesitlerine ait A_z değerlerinin fosfor plak ve film sistemlerine ait A_z değerleri ile istatistiksel anlamlılık düzeyinde karşılaştırılması	100
Tablo 6: Fosfor plak ve film görüntüleme sistemlerinin farklı asit uygulama sürelerindeki A_z değerlerinin ikili karşılaştırmaları	102
Tablo7: Ağırlıklı Kappa testi sonucu elde edilen gözlemciler arası uyum tablosu	103

GRAFİK DİZİNİ

Sayfa No:

Grafik 1: 1 saatlik asit uygulaması için oluşturulan 7 ROC eğrisi	93
Grafik 2: 1,5 saatlik asit uygulaması için oluşturulan 7 ROC eğrisi	94
Grafik 3: 2 saatlik asit uygulaması için oluşturulan 7 ROC eğrisi	95

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Radyolojik teknoloji x-ışınlarının keşfinden bu yana hastaya ulaşan radyasyon dozunu azaltmak ve radyografilerden elde edilen diagnostik bilgileri maksimum düzeye ulaştırmak için devamlı bir gelişim göstermektedir. Bu amaçla birçok farklı ve yeni görüntüleme sistemi geliştirilmiştir (167,177). Konvansiyonel radyografi; ekonomik olması, filmlerin çözünürlüğünün diğer birçok sistemin görüntülerine kıyasla daha yüksek olması, röntgen cihazının kolaylıkla temin edilebilmesi gibi avantajlarını günümüzde de korumaktadır. Yıllar içinde daha hızlı filmlerin geliştirilmesi, hastaya ulaşan radyasyon dozunun azalmasına da olanak sağlamıştır. Fakat film bazlı sistemlerin banyo işlemlerine ihtiyaç göstermesi, banyo işlemleri sırasında oluşabilecek hataların görüntü kalitesine ilişkin olumsuzlukları ve atık banyo solüsyonlarının oluşturduğu çevre kirliliği gibi dezavantajlar günümüzde dahi giderilememiştir (106).

Gelişen radyografik teknolojiyle birlikte konvansiyonel dental film, yerini dijital reseptörlere bırakmaktadır. Dijital reseptörlerin x-ışınına karşı konvansiyonel filmlerden daha duyarlı olması, aynı diagnostik kalitedeki görüntülere, daha az radyasyon dozuyla ulaşmamıza olanak sağlamaktadır (22,83).

Hem konvansiyonel radyografi, hem de dijital sistemler üç boyutlu anatomik oluşumların iki boyutlu görüntülerini oluşturan sistemlerdir. Bu sistemlerin ortak dezavantajlarından biri üçüncü boyuta ilişkin bilgi verememeleridir. Bu aşamada yararlanılabilecek gelişmiş görüntüleme yöntemlerinin (Örn: Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve ultrasonografi) yüksek maliyeti,

cihazların hastanelerde ve/veya büyük kliniklerde bulunmasından dolayı ulaşma zorluğu ve özellikle uygulanan radyasyon dozunun çok yüksek olması gibi dezavantajları, medikal uygulamalar için üretilmiş olan bu cihazların dişhekimliğinde rutin kullanımını zorlaştırmaktadır. (47,50,98,150).

Medikal amaçla üretilmiş olan cihazların dentoalveolar bölgeyi görüntüleme zorluğu ile iki ve üç boyutlu görüntüleme sistemlerine ait tüm avantaj ve dezavantajlar göz önünde bulundurularak son yıllarda özellikle dişhekimliği alanında kullanılmak üzere üç boyutlu bir görüntüleme sistemi geliştirilmiştir. Konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi (*Cone Beam Computed Tomography - CBCT*) olarak isimlendirilen bu görüntüleme sistemi ile 2 boyutlu görüntüleme sistemlerinde karşılaşılan süperpozisyon ve distorsiyon gibi olumsuzlukların önüne geçilmiştir. Böylece, dento-alveolar bölgenin 3 boyutlu görüntülerini oluşturabilen, tıp merkezlerindeki maliyeti ve radyasyon dozu yüksek görüntüleme sistemlerine bir alternatif ortaya çıkmıştır (118).

CBCT sistemi görüntülerinin dişhekimliğinin farklı disiplinlerindeki tanısal kapasitesinin gerek *in vitro*, gerekse *in vivo* yöntemlerle değerlendirildiği çalışmalar sayıca giderek artış göstermektedir (5,42,107,138,144). Ancak yapılan literatür taramasında, CBCT teknolojisinin periapikal lezyonların tanısı yönünden dijital ve konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığı çalışmaların sayısının sınırlı olduğu saptanmıştır (102,163).

Çalışmamızın planlandığı ve yürütüldüğü dönemlerde ülkemiz sınırları içerisinde CBCT teknolojisine sahip bir cihaz henüz mevcut olmadığı için bu gelişmiş görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesinin araştırıldığı çalışmamız Göteborg Üniversitesi Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Anabilim Dalı ile ortak bir çalışma olarak gerçekleştirildi. Çalışmamızda, 3 boyutlu görüntüleme olanağı

sağlayan Accu-I-Tomo 3DX (Morita Co Ltd, Tokyo, Japonya) CBCT sistemi ile iki boyutlu görüntüleme yöntemi olan Digora Optime fosfor plak sistemi ve F hızındaki filmler, kimyasal yolla oluşturulan periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

1. Genel Bilgiler:

Radyografiler, alveoler kemik anomalilerinin tanısında ve dental hastalıkların izlenmesinde kullanılan en önemli gereçlerdir. X-ışınlarının keşfinden günümüze kadar geçen sürede radyografik teknoloji hastaya ulaşan radyasyon dozunu azaltmak ve radyografilerden elde edilen diagnostik bilgileri maksimum düzeye ulaştırmak için devamlı bir gelişim göstermiştir. Bu amaçla birçok farklı ve yeni görüntüleme sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen yeni yöntemlerin farklı fiziksel prensipleri vardır (167,177).

Görüntüleme yöntemlerinde, başlıca üç ana prensip kullanılmaktadır:

- A) Emisyon (yayma)
- B) Transmisyon (geçme)
- C) Refleksiyon (yansıma)

A) Emisyon:

Enerji kaynağı vücuttadır. Görüntüyü oluşturmak için vücuttan salınan enerjinin alınması ve işlenmesi gerekmektedir. Vücutta sinyal veren enerjiyi oluşturabilmek için ya radyonüklit görüntüleme (RG) radyonüklit maddelerin değişik yollarla doku ve organlara ulaştırılması, ya da manyetik rezonans görüntüleme (MRG) olduğu gibi radyofrekansla dokuların uyarılması gerekmektedir.

B) Transmisyon:

Bu prensiple geliştirilmiş görüntüleme yöntemlerinde kullanılan enerji, vücudu geçer ve öbür taraftaki alıcıya ulaştırılır. Enerji kaynağı ve alıcı farklıdır. Burada kullanılan enerjinin vücudu geçebilecek kadar güçlü olması gerekir. Konvansiyonel radyografi ve bilgisayarlı tomografi yöntemlerinde transmisyon söz konusudur.

C) Refleksiyon:

Enerji kaynağı ve alıcı hastanın aynı tarafında bulunur. Üretilen enerji vücuda gönderildikten sonra, vücuttan yansıyan enerji alınarak görüntüleme sağlanır. Ultrasonografi (US) yöntemi, refleksiyon prensibiyle geliştirilmiştir.

Bu yöntemlerin her biri farklı fiziksel ilkeye dayanmaktadır. Görüntü elde etmek için kullanılan enerji ve görüntü alıcı sistemleri farklıdır.

1.1.1. Konvansiyonel Radyografi:

Film bazlı görüntüleme sistemleri, film üzerindeki emülsiyon tabakasında yer alan elektronlar ile x-ışını arasında oluşan etkileşime dayalıdır. Bu etkileşim sonucunda oluşan “latent görüntü”, banyo işlemleri sonrasında gözle görülebilir hale gelmektedir.

1.1.1.1. Konvansiyonel Radyografinin Avantajları:

X-ışını reseptörü olarak filmlerin kullanıldığı konvansiyonel radyografi yöntemi; ekonomik olması, röntgen cihazının birçok dişhekimi muayenehanesinde bulunması ile kolay ulaşılabilir bir teçhizat olması gibi avantajları nedeniyle günümüzde yaygın olarak kullanılan bir tekniktir. Konvansiyonel radyografide x-ışını reseptörü olan filmlerin ince olması, hasta tarafından kolaylıkla tolere edilebilmesini ve buna bağlı olarak kullanım kolaylığını getirmektedir (177). Bu

avantajlarına ek olarak konvansiyonel radyografi sisteminin en önemli özelliklerinden birisi de uzaysal çözünürlüğünün dijital sistemlerin birçoğundan daha üstün olmasıdır (106,111,169).

Radyografik görüntü üzerinde en ufak detayın seçilebilmesi için sistemin uzaysal çözünürlüğünün, görüntüde yer alan en küçük objenin boyutunun en az yarısı kadar olması gereklidir. Örneğin; ayırt edilebilen en küçük objenin çapı 100 µm ise bu objeyi çözümleyebilmek için gerekli olan sistem çözünürlüğü en az 50 µm olmalıdır (94,135). Günümüzde konvansiyonel dental radyografiler üzerinde yapılan çalışmalar, 10–25 µm'lik uzaysal çözünürlüğün kanal dolgularının apikali ve/veya küçük boyuttaki aproksimal çürükler gibi detayların değerlendirilmesi aşamasında yeterli olduğunu savunmaktadır (94).

Uzaysal çözünürlüğü tanımlamanın bir yolu da milimetrede seçilebilen çizgi çiftlerinin sayısıdır (1p/mm). Dijital görüntüleme sistemleri için uzaysal çözünürlük; söz konusu sensör sisteminin piksel (picture element) adı verilen resim elementlerinin sayısı ile sınırlıdır. Oysa periapikal filmlerde bu çözünürlük değeri gümüş bromür kristallerinin büyüklüğü ile belirlenmektedir ve uzaysal çözünürlük, üretici firmalarca geliştirilen film teknolojisi ile değişkenlik gösterebilmektedir (88). Günümüzde dental radyografide kullanılan farklı hızlardaki periapikal filmlerin çoğunun uzaysal çözünürlüğü milimetrede 20 çizgi çifti iken, ilk üretilen dijital sistemlerin birçoğunda milimetrede 7-10 çizgi çifti arasında olduğu ancak geliştirilmiş son modellerinde bu değer periapikal filmlerin düzeyine çıktığı savunulmaktadır (36,188,192).

A hızındaki filmlerin piyasaya sürüldüğü 1919 yılından günümüze kadar geliştirilen film teknolojisi ile hastaya ulaşan radyasyon dozunu %70–80 oranında azaltmak mümkün olmuştur (106,167,169,177). Seksenli yılların başında piyasaya

sürülen E hızındaki filmler (Ektaspeed, Eastman Kodak Co., Rochester, NY) ile bu doz, bir önceki jenerasyonda kullanılan D hızındaki filmlere oranla %50 oranında azaltılmıştır. Ektaspeed filmlerin görüntü kalitesindeki yetersizlikler 90'lı yıllarda geliştirilen T-Mat emülsiyon tabakasının kullanıldığı Ektaspeed Plus filmler ile giderilmiştir (31,49).

2000'li yıllarda piyasaya sürülen F hızındaki filmlerle ise (Insight, Eastman Kodak Co., Rochester, NY), Ektaspeed Plus filmler ile ulaşılan görüntü kalitesine %25 oranında daha az radyasyonla ulaşılmıştır (106,169).

1.1.1.2. Konvansiyonel Radyografinin Yetersizlikleri:

Wilhelm Conrad Röntgen'in eşinin el grafisini elde ettiği yıldan sonraki seksen yıl içinde, konvansiyonel röntgen film teknolojisinde çok fazla değişiklik olmamıştır. x-ışını tüplerinin kalitesinin artırılması, odaklanmanın ayarlanması, x-ışını duyarlılığı daha yüksek (daha hızlı) röntgen filmlerinin geliştirilmesi ve ışınlama süresinin kısaltılması sayesinde hastaya ulaşan radyasyon dozu büyük ölçüde azaltılabilmektedir. Fakat film bazlı sistemlerin banyo işlemlerine gereksinim göstermesi, söz konusu işlemlerin hatalı yapılması ya da banyo işlemleri aşamasında standardizasyonun sağlanması konusundaki yetersizlikler nedeniyle görüntü kalitesi olumsuz yönde etkilenebilmektedir (23,106). Film bazlı sistemlerin olumsuzluklarından bir diğeri de, banyo solüsyonlarının oluşturduğu çevre kirliliğidir (106,169,177).

Hızlı filmlerin geliştirilmesi, hastaya ulaşan radyasyon dozunun azalmasında önemli bir rol oynasa da, kullanılan filmlerin x-ışınına duyarlılıkları dijital sensörlerle karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Bu da ışınlama süresinin dijital

yöntemlere oranla uzun olması ve hastaya ulaşan radyasyon dozunun yüksek olması gibi bir dezavantajı beraberinde getirmektedir (124).

1.1.2. Dijital Radyografi:

Radyografik teknolojinin gelişmesiyle birlikte konvansiyonel dental film reseptörleri, yerini dijital sensörlere bırakmaktadır. Görüntü kalitesinin artırılması ve hastaya ulaşan radyasyon dozunun azaltılması amacıyla yapılan çalışmaların günümüzde ulaştığı son nokta dental dijital görüntüleme tekniklerinin ortaya çıkmasıdır. Dijital görüntülemenin vazgeçilmez unsuru olan bilgisayarların kullanımı ve bilgisayar yazılımları, dental radyografiyi geliştirme adına birçok olanak sunmaktadır. Dijital radyografi teknikleri; indirekt, direkt ve yarı-direkt olmak üzere üç başlık altında incelenebilir (191).

1.1.2.1. İndirekt Dijital Radyografi:

İndirekt dijital radyografi tekniği, konvansiyonel yolla elde edilen radyografilerin özel kameralar ve/veya tarayıcı cihazlar yardımı ile sekonder olarak dijitize edilmesi esasına dayanır. Radyografik filmin dijital görüntüye dönüşümü sırasında film üzerindeki mevcut bilgiler değişmeden, analog bir görüntünün bilgisayar tarafından okunup incelenebilecek dijital bir form kazanması sağlanmaktadır. Ancak bu yöntemle elde edilen dijital görüntü, dijitize edilen konvansiyonel radyografinin görüntü ve banyo işlemlerinin kalitesinden kaynaklanan tüm dezavantajları bünyesinde taşımaktadır. Dolayısıyla, banyo işlemleri sırasında oluşabilecek hataların görüntü kalitesi üzerinde meydana getirdiği olumsuzluklar, oluşturulan dijital görüntüye de yansacaktır (188). İndirekt yolla elde edilen görüntülerdeki olumsuzluklar bilgisayar yazılımları ile kısmen giderilebilse de,

görüntüyü olumsuzluklardan tamamen arındırmak ve kalitesi yüksek bir görüntü elde etmek mümkün değildir.

Dijitizasyon işlemi, konvansiyonel yolla elde edilen radyografiler üzerinde kantitatif değerlendirmeler yapılmasına olanak sağlar. Ancak dijitizasyon işleminde karşılaşılan en büyük dezavantaj; analog görüntüde var olan sınırsız gri tonlamanın dijital görüntüde sınırlı sayıda gri tona dönüştürülmesi sonucu filmde var olan bilgilerin bir miktarının kaybolmasıdır (135). Dijitize edilen görüntünün tanısal kapasitesi çeşitli bilgisayar yazılımları yardımıyla artırılabilir. Dijital sinyaller orijinal radyografide var olmayan bilgileri açığa çıkaramazlar, fakat yüksek çözünürlükte dijital görüntülere uygulanan görüntü netleştirici işlemler sayesinde konvansiyonel radyografiler üzerinde çıplak gözle seçilemeyen ince detayları açığa çıkarmak ve görünür hale getirmek mümkündür (25,94).

1.1.2.2. Direkt Dijital Radyografi:

Konvansiyonel görüntüleme yöntemlerine yeni bir alternatif oluşturan direkt dijital radyografi tekniğinde; radyografik görüntü konvansiyonel filmler yerine dijital sensör ve/veya fosfor plaklar kullanılarak elde edilmektedir. Böylece analog sinyaller dijital olarak kaydedilmekte ve bir monitör aracılığıyla görüntülenebilmektedir (94). Konvansiyonel film radyografisinde elde edilen radyografik bilginin oluşumu ve bu bilginin saklanması gibi işlemlerin hepsi radyografik film üzerinde gerçekleşirken, dijital radyografide bu işlemler ayrı ayrı optimize edilebildikleri farklı birimlerce oluşturulur (192).

1984 yılında piyasaya sürülen ilk filmsiz dental radyografi sistemi olan RadioVisioGraphy'den (RVG, Trophy, Fransa) bu yana, birçok üretici firma tarafından farklı dijital görüntüleme sistemleri geliştirilmiştir (115). Bu yeni sensör

sistemleri arasında direkt sensör sistemleri (CCD = *Charge coupling device*) ve direkt görüntü plakları adı da verilen fosfor plak sistemleri ile yarı iletken aktif piksel sensör sistemleri (CMOS-APS= *Complementary metal oxide- semiconductor active pixel sensor*) sayılmaktadır.

1.1.2.2.1. CCD Sensör Sistemleri:

CCD (Charge coupling device) sensörler bir silikon çip üzerinde sıralanmış ışığa veya x-ışınına duyarlı, görüntü elementlerinden (piksel) oluşurlar. Her bir piksel ışınlama sonrasında enerjinin depolandığı elektronlardan meydana gelmektedir. Çipin köşesinde bir veya daha fazla çıkış amplifikatörü bulunmakta ve CCD'den gelen sinyali toplamaktadır. *Charged-coupling* işlemi her bir pikselde depolanan elektronların, monitör üzerinde görüntü oluşturmak amacıyla, belirli bir sırayla çıkış amplifikatörüne yani yükselticiye aktarılması işlemidir. Elde edilen veriler bir analog-dijital dönüştürücü aracılığı ile dijital formata dönüştürülür ve görüntü oluşur (135).

Elektronların bir gruptan diğerine ardışık olarak atlaması esasına dayanan direkt sensör sisteminde, fiberoptik sensörler (RVG; Trophy, Fransa, Flash Dent; Villa, İtalya) ve direkt sensörler (Sens-A-Ray;Regam, İsveç, Vixualix; Gendex, İtalya, Sidexis; Siemens, Almanya, CDR; Schick Technologies Inc, Amerika) olmak üzere iki tip CCD sensörü kullanılabilir (111).

Gelişen radyografik teknoloji ile birlikte dişhekimleri tarafından daha çok tercih edilen CCD sensör sistemlerinin en önemli dezavantajlarının başında, yüksek üretim maliyeti yer almaktadır. CCD sensörler, gelen elektrik yükünü kayba uğramadan ve bozulmadan aktarabilmek amacıyla özel ve pahalı bir üretim süreci sonrasında oluşturulmaktadır. Sensörlerin herhangi bir ürünün ya da endüstri alanının

yan kolu olarak değil de sadece CCD sensörlere özel olarak üretilmeleri maliyetlerini arttırmaktadır. Analog görüntünün dijital formata dönüşümü öncesinde gerçekleşmesi gereken *charge-coupling* işlemi de yüksek miktarda enerji kullanımına neden olmaktadır.

CCD sensörlerin diğer dezavantajı ise; periapikal filmlerle kıyaslandığında sensörlerin daha kalın ve sert olmasıdır. Bir kablo aracılığıyla bilgisayara bağlı olmaları da, ağız içi manipülasyonunu zorlaştırmakta ve hasta toleransını olumsuz yönde etkilemektedir (137).

1.1.2.2.2. CMOS Sensör Sistemleri:

CCD sensörlerin bu dezavantajlarını gidermek amacıyla yapılan çalışmalar sonrasında direkt dijital sensör teknolojisindeki son gelişmelerden biri de CMOS-APS (Yarı iletken tamamlayıcı metal oksit aktif piksel sensör sistemleri) reseptörlerin dental görüntüleme amacı ile kullanılmasıdır. CMOS sensörleri CCD sensörlerine benzerlik gösterse de, aktif piksel teknolojisinin kullanılması ve üretim maliyetinin CCD sensörlere kıyasla daha düşük olması gibi avantajları bünyesinde barındırmaktadır.

CMOS sensörlerdeki her piksel içinde, aktif bir transistör bulunmaktadır. Aktif piksel teknolojisi sayesinde ışınlama sonrasında her piksel tek tek okunmakta ve USB (*Universal Serial Bus*, dış donanımların bilgisayar ile bağlantı kurabilmesini sağlayan bağlantı biçimi) kablosu ile bilgisayara aktarılırken şarj edilebilen bir batarya gerektirmemektedir. Ayrıca CCD'lerin en önemli dezavantajlarından olan elektrik yükünün yarı iletken (silikon) bir madde aracılığıyla iletilmesi zorunluluğu CMOS teknolojisinde elimine edilmiştir, bu şekilde sensörün ömrü ve güvenilirliği

arttırılmıştır. Analog verinin dijital dönüşürölme işleminin CMOS çip içinde gerçekteşmesi de sistemin boyutunu ve maliyetini düşüren bir özelliktir (135).

Gelişen CMOS teknolojisi ile birlikte aktif görüntölleme alanlarının CCD sensörlere eşdeğer hale getirilmesi, günümüzde bu dijital görüntölleme sisteminin dişhekimleri tarafından tercih edilen bir sistem haline gelmesini sağlamıştır (152).

1.1.2.3. Yarı-Direkt Dijital Radyografi:

Işıkla stimüle olan fosfor lüminesens (photostimulable phosphor luminescence, PSPL) plaklar kullanılan fosfor plak görüntölleme sistemi ise, plağın üzerindeki analog görüntünün bir tarayıcı aracılığıyla dijital ortama aktarılması ilkesine dayandığı için yarı-direkt dijital görüntölleme tekniğı olarak nitelendirilmektedir. İlk fosfor plak görüntölleme sistemi FUJI firması (Tokyo, Japonya) tarafından 1981 yılında geliştirilmişse de (22), bu sistemin intraoral dijital görüntölleme amacıyla kullanımı Soredex firmasının Digora fosfor plak görüntölleme sistemini (Digora, Soredex, Helsinki, Finlandiya) piyasaya sürdüğü 1994 yılında gerçekteşmiştir. Bunu takip eden yıllarda birçok farklı fosfor plak sistemi geliştirilip piyasaya sunulmuştur.

Kristalin halojenür tuzu emülsiyon tabakasıyla kaplı polyester materyalinden yapılan fosfor plaklar x-ışını tarafından uyarılınca oluşan foton enerjisini bünyesinde saklamaktadır. Bu foton enerjisi, helyum-neon lazer ışınıyla tarandığında, mavi floresans bir ışık ortaya çıkmaktadır. Bu yayılan ışık, tarayıcı ile ölçüldükten sonra nümerik verilere dönüşürölmekte, monitör üzerinde görüntölünmekte ve bilgisayarın hafızasında saklanabilmektedir (66).

Fosfor plak sistemler CCD sistemleri ile karşılaştırıldığında en önemli avantajlarından biri, sensör ile bilgisayar arasında bir kablo bağlantısının olmamasıdır. Fosfor plak görüntölleme sisteminin son dönemde piyasada bulunan en

yeni modelindeki plakların boyutlarının ve esnekliğinin periapikal filmlere benzerlik göstermesi, plakların ağız içindeki maniplasyonunu daha da kolaylaştırmıştır. Fosfor plakların ağız içinde görüntüleyebildiği alan 2 no'lu periapikal filme eşdeğerdir (31x41 mm) ve CCD sensörlerin görüntüleme alanından daha geniştir. Fakat fosfor plak sistemlerinde görüntünün bilgisayar monitöründe oluşumu için gerekli sürenin 15–30 sn. arasında değişmesi, bir periapikal film banyosu kadar uzun olmasa da, görüntü oluşum süresi 0,2-5 sn. arasında olan CCD sistemlerle kıyaslandığında zaman kaybı olarak nitelendirilebilmektedir. Digora'nın son modeli olan Digora Optime'da görüntü oluşum süresinin 5 sn'ye düşürülmesiyle bu dezavantaj da ortadan kalkmıştır (101,111).

1.1.2.4. Dijital Radyografinin Avantajları:

Dijital sensörlerin dişhekimliğinde kullanımı, birçok avantajı beraberinde getirmiştir. Bu avantajların en önemlisi; dijital sensörlerin x-ışınına olan yüksek duyarlılığı sayesinde hastaya ulaşan radyasyon dozunun %80–90 oranında azalmasıdır. Ayrıca dijital görüntüleri arşivlemek ve elektronik olarak transfer etmek mümkündür. Dijital sistemler sayesinde, banyo işlemlerine bağlı olarak oluşan olumsuzlukları ortadan kaldırmak ve görüntüleri standart koşullarda karşılaştırabilmek mümkündür (182). Dijital reseptörlerin x-ışınına karşı konvansiyonel filmlerden daha duyarlı olmaları, aynı diagnostik kalitedeki görüntülere daha az radyasyon ile ulaşmamızı sağlar (23,83). Bunun yanı sıra, görüntü üzerinde gerçekleştirilebilen netleştirme işlemleriyle, görüntü kalitesi ve görüntünün tanısal kapasitesi arttırılabilmektedir (126).

1.1.2.4.1. Görüntü Netleştirme İşlemleri:

Görüntü netleştirme işlemlerinin başlıca amacı görüntüde var olan ancak çıplak gözle fark edilmeyen detayları belirgin hale getirmek, görüntüde bulunan komşu dokular arasındaki seçilebilirliği ve dolayısı ile tanısal kapasiteyi arttırmaktır (117). Görüntü netleştirme işlemlerinin farklı dental patolojilerin tanısı üzerindeki etkisinin araştırıldığı çok sayıda çalışma yapılmıştır (6,116,166,198).

Moystad ve arkadaşları (1996) ara yüz çürüklerinin tanısı için görüntü netleştirme işlemi uyguladıkları fosfor plak görüntülerini konvansiyonel filmlerle karşılaştırdıkları çalışmada, netleştirme işlemi uygulanan görüntülerin işlem uygulanmamış dijital görüntüler ve konvansiyonel filmlere kıyasla daha üstün sonuçlar verdiğini bulmuştur (116). Fosfor plak görüntülerinin konvansiyonel filmlerle kök kanal dolgu kalitesi yönünden karşılaştırdığı bir çalışmada ise, netleştirme işlemi uygulanan dijital görüntülerin daha iyi sonuçlar verdiği belirlenmiştir (6). Kullendorf ve arkadaşlarının periapikal lezyonların saptanmasına yönelik yaptıkları çalışmada ise, dijital görüntülere uygulanan netleştirme işlemlerinin tanısal kapasiteyi arttırmada sınırlı bir etkisi olduğu bildirilmiştir (86).

Birçok farklı dental patolojik oluşumun tanısı ve dental tedavinin sonuçlarının değerlendirilmesi için yapılan çalışmaların bulguları özetlenecek olursa, dijital görüntüler üzerinde gerçekleştirilen bu netleştirme işlemlerinin kimi dental patolojiler için tanısal kapasiteyi arttırdığı, ancak kimileri için bir farklılık oluşturmadığı gözlenmiştir (195). Yapılan bu çalışmalar spesifik patolojilerin tanısında spesifik netleştirme işlemlerinin gerekli olduğunu vurgulamaktadır. Ancak unutulmaması gereken en önemli husus netleştirme işlemlerinin dijital görüntü üzerinde var olmayan bilgileri açığa çıkaramadıklarıdır. Bu işlemler sırasında gerçekleşen olay, orijinal görüntü üzerinde seçilemeyen ince detayları görüntüyü

işleyerek açığa çıkarmak, gözle seçilebilir hale getirmek ve dolayısıyla tanınal kapasiteyi attırmaktan ibarettir.

1.1.2.5. Dijital Radyografinin Yetersizlikleri:

Dijital sensörlerin dezavantajları arasında öncelikle maliyetlerinin yüksek olması ve görüntü çözünürlüğünün konvansiyonel sistemlere göre düşük olması sayılmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte piyasaya sürülen yeni dijital sistemlerin uzaysal çözünürlüğünün periapikal filmlerin uzaysal çözünürlük değerine (milimetrede 20 çizgi çifti) ulaştığı üretici firmalar tarafından bildirilse de, bir insanın çıplak gözle ayırt edebileceği çizgi çifti sayısının milimetrede 8-10'u aşmadığı unutulmamalıdır (135). Bunların yanında, periapikal filmlerle karşılaştırıldığında dijital reseptörlerin görüntüleme alanı daha dar dolayısı ile görüntülebilen bölge sınırlıdır.

Dijital görüntüleme sistemlerinin dişhekimliğinin çeşitli alanlarındaki tanı ve tedavi işlemleri yönünden kapasitesini sorgulamaya yönelik çok sayıda çalışma yapılmıştır (23,137). Bu çalışmaların başında söz konusu dijital sistemlerin konvansiyonel filmlerle karşılaştırıldığı çalışmalar gelmektedir. Cederberg ve arkadaşları (1998) kanal eğelerinin boylarını saptadıkları çalışmada, Digora® sisteminin E hızındaki filmlere göre daha üstün sonuçlar verdiğini bulmuşlardır (28). Shearer ve arkadaşları (2001) ise, kök kanal sisteminin görüntülenmesi amacıyla 3 farklı fosfor plak görüntüleme sistemini ve konvansiyonel filmleri karşılaştırmışlar ve çalışmaya dahil edilen görüntüleme sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptamamışlardır (158).

Nair ve arkadaşları (2001) CMOS sensör sistemi ile E ve F hızındaki konvansiyonel filmleri çürük tanısı yönünden karşılaştırdıkları çalışmada,

yöntemlerin tanısal kapasiteleri açısından anlamlı bir farklılık saptamamışlardır (120). Wenzel ve arkadaşları (1998) rezidüel çürük tanısı yönünden fosfor plak sistemleri ve E hızındaki filmleri karşılaştırmışlar, iki görüntüleme sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptayamamışlardır (194).

Teknolojinin ilerlemesiyle her geçen gün yeni bir dijital görüntüleme sistemi geliştirilmektedir. Literatürde farklı dijital sistemlerin tanısal kapasitesinin dişhekimliğinin çeşitli disiplinlerinde karşılaşılan patolojiler yönünden sorgulandığı çalışmalar mevcuttur (22,183). Borg ve arkadaşları (2000) 6 değişik dijital sistemi kullanarak ve farklı ışınlama parametreleri uygulayarak subjektif görüntü kalitesini değerlendirdikleri çalışmalarında; CCD sensör sistemlerinin çalışmaya dâhil edilen diğer sistemlerle kıyaslandığında en yüksek görüntü kalitesine ancak en dar efektif ışınlama aralığına sahip olduğunu belirlemişlerdir. Aynı çalışmada fosfor plak görüntüleme sisteminin de en geniş etkin ışınlama aralığına sahip olduğu bulunmuştur (22). Huda ve arkadaşlarının (1997) yaptıkları çalışmada ise aynı ışınlama parametreleri kullanılarak ışınlanan E hızındaki filmlerle fosfor plaklar kıyaslandığında fosfor plakların düşük kontrasttaki objeleri ayırt edebilme kapasitesinin (kontrast rezolüsyonunun) daha yüksek olduğu savunulmaktadır (74).

Dijital sistemlerin birbirleriyle ve konvansiyonel filmlerle karşılaştırıldığı tüm çalışmaları gözden geçirdiğimizde, gerek fosfor plakların gerekse CCD sensörlerin çoğunlukla konvansiyonel filmlerle benzer görüntü kalitesine sahip olduğu görülmektedir (70,137). Dijital görüntüleme sistemlerinin konvansiyonel görüntüleme sistemleri ile eşdeğer performans gösterdiği bu çalışmaların çoğunda görüntü netleştirme işlemlerine başvurulduğu göze çarpmaktadır (116,164,166). Ancak, analog ve dijital sistemler doz açısından değerlendirildiğinde dijital sistemler sayesinde hastaya ulaşan radyasyon dozunun %80–90 oranında azaldığı

bilinmektedir. Buna bağlı olarak dijital görüntüleme sistemleri günümüzde dişhekimliği kliniklerinde giderek yaygın kullanım sağlamış olsa da, konvansiyonel filmlerden daha üstün performans sergileyen bir görüntüleme sistemi arayışı ve tanısal kapasiteyi arttırmaya yönelik çalışmalar devam etmektedir (35,114).

Konvansiyonel veya dijital yöntemlerle elde edilen görüntüler üç boyutlu anatomik oluşumların iki boyutlu görüntülerini oluşurmaktadır. İki sisteminde ortak dezavantajlarından en önemlisi; üçüncü boyuta dair bilgi vermekteki yetersizlikleridir. Bir kemik lezyonunun belirli bir dönemdeki iyileşme sürecinin değerlendirilmesi, diş üzerinde gizli kalmış veya yer değiştirmemiş kırık hatlarının tanısı (48,59,113), kanal tedavisi yapılmış bir dişin kanal dolgusunun ve kök kanal konfigürasyonunun değerlendirilmesi (125); özellikle üçüncü boyuta ilişkin bilgiye ihtiyaç duyulan olgulara örnektir. Böyle durumlarda 3. boyut hakkında da bilgi verebilen ileri görüntüleme tekniklerini kullanmak gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

1.1.3. Kemik Lezyonlarının Saptanmasında Kullanılan İleri Görüntüleme Yöntemleri:

Çene kemiklerinin kavisli bir anatomiye sahip olması radyografik olarak görüntülenmesini zorlaştırmaktadır. Periapikal filmlerin ancak 2 boyutlu görüntüler oluşturabilmesi, farklı düzlemlerde yer alan anatomik yapıların birbiri üzerine süperpoze olması ile sonuçlanmakta ve incelenecek bölgenin özelliklerinin maskelenmesi ve dolayısı ile görüntülerin tanısal kapasitenin azalmasına neden olmaktadır. Bu olumsuzluğu ortadan kaldırmak ve 3. boyuta dair bilgi edinebilmek amacıyla dişhekimliğinde kullanılan ileri görüntüleme yöntemlerinin arasında; bilgisayarlı tomografi (BT), *Tuned aperture computed tomography* (TACT) ve konik hüzme ışınlı bilgisayarlı tomografi (*Cone Beam Computed Tomography*= CBCT) yer

almaktadır (4). Bu 3 yöntem kemik lezyonlarının görüntülenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bununla birlikte; bazı ender durumlarda konvansiyonel yöntemlere ilave olarak kullanılan manyetik rezonans görüntüleme (MRG), radyonüklit görüntüleme (RG) ve ultrasonografi gibi diğer ileri görüntüleme yöntemlerine de başvurulmaktadır.

1.1.3.1. Bilgisayarlı Tomografi:

Süperimpozisyonların ortadan kaldırılarak x-ışınları ile tek vücut kesitinin incelenmesi ilkesine dayanan tomografi, konvansiyonel ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere ikiye ayrılır. Sadece belirlenen doku kesitinin görüntüsü elde edilip kesitin üstünde ve altında yer alan dokular bulanık olarak görüntülenir. Görüntüsü elde edilecek kesit kalınlığı, x-ışın kaynağının rotasyon açısının genişliğine bağlıdır. Bu açı arttıkça, daha dar bir kesitin görüntüsü elde edilir, yani görüntüsü alınacak kesitin kalınlığı azalır (196).

Radyografik film, x-ışını tüpü ve sabit bir merkez etrafında dönen bir ara bağlantıdan oluşan konvansiyonel tomografi tekniği; röntgen tüpünün hareketine bağlı olarak farklı isimler (lineer, elipsel, dairesel, trispiral ve hiposikloidal) alır. Görüntülerin kesit kalınlığının x-ışını tüpünün rotasyon açısına bağlı olduğu lineer tomografinin en önemli dezavantajı, incelenecek kesitin altında ve üstünde kalan dokulardan kaynaklı artefaktlardır. Röntgen tüpünün hareketi komplike hale geldikçe, alınacak kesitin alt ve üstündeki dokuların bulanıklaşması artmakta, buna bağlı olarak da artefakt oluşumu azalmaktadır. Oval, dairesel, trispiral ve hiposikloidal gibi komplike hareketli tomograflerin kullanımındaki artış, görüntüdeki artefakt düzeyinin ve dolayısı ile bulanıklığın da azalmasını sağlamıştır. (35,43).

Işın tüpünden çıkan x-ışınının, incelenecek kesit çapı kadar daraltılarak organizmayı geçtikten sonra, dedektörlerce algılanıp bilgisayara aktarılması esasına dayanan bilgisayarlı tomografi tekniği medikal alanda olduğu gibi dişhekimliğinde de özellikle implant uygulamalarının artmasıyla sıklıkla başvuru alan bir radyografik yöntem haline gelmiştir (25).

Bilgisayarlı tomografide görüntü piksel adı verilen iki boyutlu ve kare şeklindeki resim elemanlarının oluşturduğu bir matriksten ibarettir. Resmin en küçük elemanı olan noktalar piksel iken, resimdeki piksellerin oluşturduğu örgüye ise matriks adı verilir. Her piksel, görüntüsü alınacak organda karşılığı olan bölgenin x-ışını atenüasyon (başlangıç miktarının veya etkisinin azalması) değerini gösterir. Her resim elemanı (piksel), BT cihazında seçilen kesit kalınlığına göre bir hacime sahiptir. Seçilecek kesit kalınlığının piksel yüzeyiyle çarpımı sonucu ortaya çıkacak hacime “voksel” adı verilir. 2 boyutlu görüntüleme sistemlerinde söz konusu sistemin uzaysal çözünürlüğü piksel sayısı ile sınırlı iken, 3 boyutlu görüntüleme sistemlerinde bu parametreyi voksel boyutları ve sayısı belirlemektedir (196).

1970’li yıllarda ilk kez Hounsfield tarafından geliştirilen BT tarayıcısı ile tek bir kesit görüntüsünün elde edilmesinin saatler aldığı, elde edilen bu ham görüntünün rekonstrüksiyon (işlenme) aşamasının ise günlerce sürdüğü bildirilmiştir (73). Söz konusu olumsuzlukları gidermek amacıyla BT tarayıcısının keşfini takip eden yıllarda tüp-detektör konfigürasyonu ve tarama sırasındaki hareket ekseninde oluşturulan değişiklikler ile birçok farklı nesilde BT tarayıcısı geliştirilmiştir. Günümüzde sıklıkla kullanılan 3. nesil BT tarayıcılarında geniş ve ark şeklinde detektörler mevcuttur. “Yelpaze ışın demetli” olarak tanımlanan bu tarayıcılarda ışın demeti ve detektör incelenen objeyi içine alacak genişlikte olup, her ikisinin de hasta

etrafında dönmesi ilkesi ile çalışmaktadır. Böylece x-ışını enerjisi önceki nesil BT cihazlarına kıyasla daha etkin olarak kullanılmaktadır (127).

Hangi nesil tarayıcı kullanılırsa kullanılsın, tomografi cihazları vücudu dilim dilim taramaktadır. X-ışını tüpü ve detektörün içinde bulunduğu ünite olan “Gantri” adı verilen açıklığın kesit görüntüsü elde edilecek organ çevresinde 360 derecelik dönüşü ile sadece bir kesit görüntüsü elde edilmektedir. Tomografi çekimi sırasında hastanın yatar pozisyonunda olduğu masa, gantrinin ortasında yer alan “Gantri aralığı” olarak isimlendirilen boşluk boyunca, incelenecek kesit kalınlığı kadar ileri-geri hareket etmektedir. Masa durduğu zaman incelenecek bölgeye verilen x-ışını ile görüntü alınmakta, incelenecek bir sonraki kesit için masa tekrar hareket etmekte ve bu işlem incelenecek vücut bölgesi tamamlanana kadar devam etmektedir. Bu sıkıntı verici süreç hem çok zaman kaybına hem de hastaya ulaşan radyasyon dozunun artış göstermesine neden olmaktadır (196).

Tüm bu olumsuzlukların önüne geçmek amacıyla BT teknolojisi spiral tomografiyi geliştirmiştir. 1990’lı yılların başında geliştirilen spiral bilgisayarlı tomografide ise incelenecek organın bütün kesit görüntüleri tamamlanincaya kadar, x-ışını tüpü organ çevresinde spiral şekilde sürekli döner. Böylece incelenecek bölge bir bütün olarak ve konvansiyonel BT'ye göre daha kısa sürede taranır. X-ışını tüpünün görüntülenecek bölge çevresinde spiral şekilde sürekli dönmesi ile görüntüsü alınacak kesitin alt ve üstünde kalan dokuların bulanıklığını artar, bu da söz konusu dokulardan kaynaklı artefaktların azalmasını sağlar (196).

1990’lı yılların sonunda geliştirilen çoklu detektörü bulunan spiral BT’ler (MDCT) sayesinde ise, x-ışını tüpünün kesit görüntüsü elde edilecek organ çevresinde 360 derecelik rotasyonu sonrasında birden fazla kesit görüntüsü elde etmek mümkün hale gelmiştir. Rotasyon hızının %50 ila %100 oranında artış

göstermesiyle tarama süresi daha da kısalmış, elde edilen minimum kesit kalınlığı ise yarı yarıya azalmıştır (78). Tüm bu avantajların bir araya gelmesi, hastaya ulaşan radyasyon dozunun % 75 oranında azalmasını sağlamıştır (98,196).

Objenin aksiyel, koronal ve sagittal kesitler yardımıyla üç boyutlu olarak görüntülenmesini sağlayan BT'nin oral yapıların değerlendirilmesi sırasında ortaya çıkan dezavantajlarından biri; metalik dental restorasyonların ve dental protezlerin kesit görüntüleri üzerinde ışımsal artefaktlar oluşturmasıdır. Lineer tomografi tekniği ile elde edilen görüntülerdeki artefakt düzeyinin yüksek olması nedeniyle, spiral tomografi gibi yeni nesil tekniklerin keşfi yoluyla artefaktların azaltılması amaçlanmıştır. Yeni tekniklerin geliştirilmesinin yanı sıra artefakt düzeyini azaltmak ve dişhekimliği için özel planlamalar yapmak üzere, Dentascan ya da Simplant gibi çeşitli yazılımlar piyasaya sürülmüştür. Bunlar sayesinde BT görüntüleri yeniden düzenlenerek kesit kalınlığı inceltilmiş ve artefakt problemi çözülmeye çalışılmıştır (111,199). Dental işlemlere yönelik ölçümlerin bilgisayar ortamında yapılmasını sağlayan dental BT yazılımlarının kullanımı, genellikle milimetreden daha küçük boyutlardaki dokularda tanı ve tedavi planlaması yapan dişhekimleri için oldukça yararlı olmuştur. Bu yazılımların bir avantajı da, medikal amaçla kullanılan bilgisayarlı tomografinin teknik imkânlarının ötesinde daha yüksek görüntü kalitesi elde etmeyi mümkün kılmasıdır (148).

Dokuların derinliğine ait bilgiler elde etmek için medikal amaçlı olarak rutinde kullanılan bu ileri görüntüleme tekniğinin; dental implantların planlanması öncesindeki değerlendirmeler başta olmak üzere, baş-boyun bölgesindeki tümörler (147,200), kistler (3), enflamatuar hastalıklar (1) ve maksillofasiyal kırıkların tanısı (2) gibi dişhekimliğinin farklı alanlarında kullanıldığı ve tanısallık kapasitesinin değerlendirildiği çalışmalar da yapılmıştır.

Üçüncü boyut hakkında bilgi veren enine kesit görüntüler sayesinde konvansiyonel film teknolojisinin bu konudaki eksikliğini kapatan BT tekniği; baş-boyun bölgesindeki kemik defektlerinin saptanması konusunda da konvansiyonel tekniklerden üstün sonuçlar vermektedir (2).

Langen ve arkadaşları (1995) çalışmalarında BT görüntülerinin kemik içi defektlerin vertikal boyutlarının saptanmasında konvansiyonel filmlerden daha üstün olduğunu bulmuştur (91). Tammissalo ve arkadaşlarının (1993) BT ve konvansiyonel film tekniğini periapikal patolojilerin saptanması yönünden 114 hasta üzerinde değerlendirdikleri çalışmada, BT'nin doğruyu saptama kapasitesi (sensitivitesi) film tekniğine oranla daha yüksek bulunmuştur (171).

Velvart ve arkadaşlarının (2001) endodontik cerrahi endikasyonu konmuş periapikal lezyonlu 50 hasta üzerinde yaptığı çalışmada ise BT'nin lezyonları saptama ve komşu dokularla olan ilişkisini belirlemedeki başarısı konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırılmıştır. Çalışmaya dâhil edilen 78 lezyonun hepsi BT ile saptanabilirken, konvansiyonel radyografi ile sadece 61 lezyon saptanabilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, konvansiyonel filmle saptanamayan lezyonların var olup olmadığının sorgulandığı durumlarda BT'nin özellikle başvurulması gereken bir görüntüleme tekniği olduğu vurgulanmaktadır (187). Huuonen ve arkadaşlarının (2006) çalışması da bu bulguları destekler niteliktedir (75).

BT teknolojisinin periapikal lezyonların tanısı yönünden değerlendirildiği bir diğer çalışma ise Trope ve arkadaşlarına aittir (178). 60 kadavra çene üzerinde gerçekleştirilen çalışmada, BT ile elde edilen görüntülerde gözlemlenen periapikal lezyonlara yönelik radyografik tanıların histopatolojik incelemelerle uyumluluğu karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Erdem ve arkadaşlarının 1993 yılında yaptıkları çalışmada ise, BT ile elde edilen görüntüler üzerinde gerçekleştirilen

densitometrik analiz yönteminin, apikal granülom ve radiküler kist arasında ayırıcı tanı yönünden avantajı değerlendirilmiştir (45). Her iki çalışmanın sonucunda da BT'nin periapikal lezyonların ayırıcı tanısında başarılı bulunduğu, ancak kesin tanı yöntemi olarak kullanılamayacağı vurgulanmıştır (45,178).

BT görüntüleme tekniğinin kullanımı, çene kemiklerinin görüntülenmesine yönelik yeni bir bakış açısı ortaya çıkardığı gibi, dişhekimleri ve tıp radyologları arasında da bir işbirliğinin temelini atmıştır (4). Ancak bu görüntüleme tekniğinin maliyetinin yüksek olması ve cihazların sadece hastanelerde veya büyük kliniklerde bulunmasından dolayı ulaşılabilirliğinin zor olması; dişhekimlerinin bu cihazlardan yararlanabilmesini zorlaştırmaktadır (47,50,150).

Dişhekimliğinde özellikle implant uygulamalarının artış göstermesi ile sıklıkla başvuru alan bir görüntüleme yöntemi düzeyine gelen BT tekniğinin bu olumsuzluklarının yanında en büyük dezavantajlarından biri, hastaya ulaşan radyasyon dozunun diğer görüntüleme yöntemleriyle karşılaştırıldığında çok yüksek olmasıdır (45). Son yıllarda yapılan çalışmalar da, BT ile hastaya ulaşan etkin dozun konvansiyonel tomografinin yaklaşık 100 katı olduğu saptanmıştır (95).

Bilgisayarlı tomografinin ışın dozunun yüksek olmasına dair olumsuzluğunun önüne geçmek için cihazın miliamperinin veya çekim süresinin düşürülmesi, kesit sayısının azaltılması gibi birçok alternatif yol denenmiş olmakla birlikte, hastaya ulaşan radyasyon dozu konvansiyonel ve diğer tomografik yöntemlerle karşılaştırıldığında oldukça yüksektir (40,44,140). Bu nedenle günümüzde maksilla ve mandibulanın enine kesit görüntülerinin elde edilmesinin gerekli olduğu durumlarda konvansiyonel tomografi halen ilk tercih edilen görüntüleme tekniği olma özelliğini korumaktadır.

Ülkemizde enine kesit görüntülerinin elde edilmesinin gerekli olduğu durumlarda tercih edilmesi gereken radyografik yöntemlere ilişkin bir çalışmaya rastlanmamış olsa da, yurt dışında bu konuda gerçekleştirilmiş birçok çalışma olduğu saptanmıştır (60,180,197).

Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Akademisi'nin (AAOMR) 2000 yılında yayımlanan ve implant uygulanacak bölgelerin görüntülenmesine ait radyografik yöntemlerin seçim kriterlerinin tanımlandığı bu bildiriye özellikle çok sayıda implantın uygulanacağı durumlarda öncelikle panoramik radyografilerin kullanılması gerektiği ancak implant uygulanacak tüm bölgelerde üç boyutlu incelemelerin de zorunlu olduğu bildirilmektedir (180). Bunun yanında implant uygulanacak bölgenin enine kesit görüntüleri için doz ve maliyet gibi nedenlerden dolayı öncelikli olarak konvansiyonel tomografinin tercih edilmesi gerektiği vurgulanmaktadır (180,197). 2002 yılında Avrupa Osseointegrasyon Birliği'nin yayımladığı raporda da panoramik radyografinin yetersiz olduğu durumlarda enine-kesit görüntüler veren 3-boyutlu yöntemlerin tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir (60).

Minimum radyasyon dozu ile maksimum bilgiye ulaşma ilkesi doğrultusunda 1990'lı yılların başında panoramik cihazlara enine kesit görüntüleme özelliğinin eklenmesi çalışmaları yapılmıştır. Bunun sonucunda; daraltılmış ışın (*narrow beam*) radyografisi ile spiral tomografiyi kombine eden Scanora (Soredex; Orion Corporation, Helsinki, Finlandiya) ve Cranex Tome (Soredex, Onon corporation, Helsinki, Finlandiya) görüntüleme sistemleri geliştirilmiştir (170).

Hastadan hem daraltılmış açı ile elde edilen radyografi görüntüleri (skanografi) hem de konvansiyonel spiral tomografi (zonografi) görüntülerinin elde edilmesi özelliğini tek bir cihaz üzerinde birleştiren bu görüntüleme sistemlerinin tasarımı ve

beraberinde kullanılan bilgisayar yazılımları sayesinde, değerlendirilecek dental patolojiye göre farklılık gösteren yatay ya da dikey olarak açı değişiklikleri yapılabilmektedir. Bu özellik standart panoramik cihazlarla karşılaştırıldığında tanısal kapasiteyi oldukça arttırmaktadır. Optimize edilmiş spiral hareket ise görüntüsü incelenecek kesitin alt ve üstünde kalan düzlemlerde yer alan dokuların bulanıklaşma miktarını arttırmakta, bu da söz konusu dokulardan kaynaklanan artefaktları azaltmaktadır (44,54).

Farklı açılarda elde edilen panoramik görüntülerin yanısıra konvansiyonel spiral tomografi özelliği yardımıyla elde edilen enine kesit görüntülerin, dişhekimliğinin birçok farklı alanında tanısal kapasiteyi arttırdığına yönelik çalışmalar mevcuttur (24,139,171,193).

Bilgisayarlı tomografiye alternatif olarak geliştirilen bu görüntüleme sistemlerinin en büyük avantajı, hastaya ulaşan radyasyon dozunun periapikal ya da panoramik gibi konvansiyonel sistemlerle eşdeğer düzeyde olmasıdır (40,51).

BT tekniğinin hastaya ulaşan radyasyon düzeyinin yüksek olması olumsuzluğunu gidermek adına geliştirilen konvansiyonel tomografi teknikleri dişhekimliğinin birçok alanında yarar sağlasa da, konvansiyonel tomografinin diğer olumsuzluklarını bünyesinde taşımaktan uzaklaşamamıştır. Günümüzde panoramik görüntü ile spiral tomografi özelliğini bünyesinde birleştirmiş birçok radyografi cihazı bulunmaktadır (Örn: OP-100 Ortho Trans[®] (Instrumentarium Imaging Co, Tuusula, Finlandiya), Proscan[®] (Planmeca Co, Helsinki), Cranex-Tome[®] and Scanora[®] (Soredex, Orion Co, Espoo, Finlandiya). Bu cihazlar özellikle dental implant planlamalarını kolaylaştırmak amacıyla piyasaya sürülse de, uzaysal çözünürlüğü (lineer ölçümlerdeki doğruluğu) BT'ye kıyasla daha düşük bulunmuştur (56,139).

Konvansiyonel tomografi ile elde edilen kesitlerin kalınlığı 1 ila 4 mm arasında değişmektedir. Bu değer mandibular kanal ya da sinus tabanı gibi anatomik ölçümlerin belirlenmesi için yeterli iken, milimetrenin altında kalan boyutlardaki lezyonlarla sıklıkla karşılaşılan dişhekimliğinin birçok disiplinde uzaysal çözünürlüğü daha yüksek cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır. BT bu görüntü kalitesini sunmakla birlikte, hastaya ulaşan radyasyon dozu en önemli kısıtlayıcı faktör olarak önümüze çıkmaktadır. Her ne kadar günümüzde BT'ler daha az yer kaplar hale gelmiş olsa da, boyutları dental cihazlara kıyasla büyüktür ve hastaya ulaşan radyasyonun yüksek olduğu pahalı makinelerdir (184).

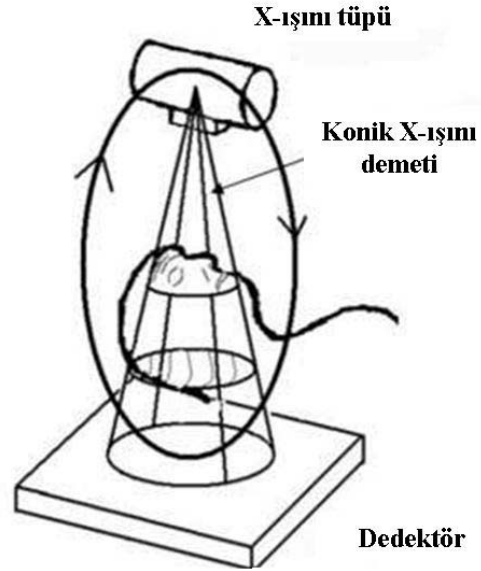
Görüntüleme sistemlerinde gelinen bu noktada, iki ve üç boyutlu sistemlere ait tüm avantaj ve dezavantajlar göz önünde bulundurularak en düşük radyasyon dozu ile en yüksek görüntü kalitesine ulaşmak amacıyla çalışmalar yapılmıştır (8,123,161). Tüm bu çalışmaların sonucunda 1980'li yılların başında BT'de kullanılan yelpaze şeklindeki ışın demeti yerine konik şekilli ışın demetinin kullanıldığı, konik hüzmeye ışınli bilgisayarlı tomografi (*Cone Beam Computed Tomography* = CBCT) cihazı geliştirilmiştir (146).

1.1.3.2. Konik Hüzmeye Işınli Bilgisayarlı Tomografi (*Cone Beam Computed Tomography* =CBCT):

Bilgisayarlı tomografi sisteminde kullanılan yelpaze şeklindeki ışın demeti yerine konik şekilde bir ışın demetinin kullanıldığı ve tamamen maksillofasiyal bölgeyi görüntüleme hedefi ile üretilen 3 boyutlu görüntüleme sisteminde röntgen tüpü-detektör sisteminin hastanın çevresinde 360 derecelik tek bir rotasyon gerçekleştirilmesiyle, incelenecek bölgenin hacimsel bir görüntüsü elde edilir (37).

CBCT'de, bilgisayarlı tomografide kullanılan yüksek enerjili döner anot yerine dental panoramik cihazlardakine benzer düşük enerjili sabit bir anot tüpü kullanılır.

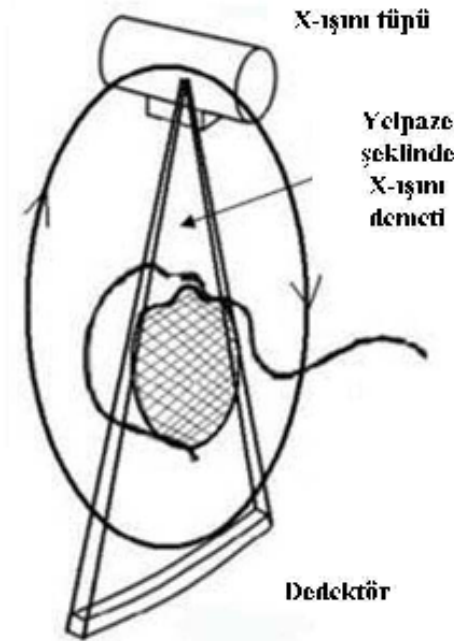
İncelenecek olan objeden geçen x-ışını demeti görüntü güçlendiricisi (*image intensifier*) tarafından algılanarak yüksek çözünürlükte CCD kameraya aktarılır ve hacimsel görüntü elde edilir. Yelpeze şeklindeki ışın demeti yerine konik şekilde ışın demetinin kullanılması; daha kısa tarama zamanı, daha iyi uzaysal çözünürlük ve daha düşük ışınlama dozu gibi avantajlar sağlamıştır. Oluşan görüntünün dijital görüntülerdeki yapıtaşı olan ve saptanabilen en küçük birim olan voksel boyutları, medikal BT'lerle karşılaştırıldığında çok küçüktür. Buna bağlı olarak görüntülerin çözünürlüğü diğer bilgisayarlı tomografi yöntemlerine kıyasla yüksektir (108)(Resim 1).



Resim 1: CBCT cihazında kullanılan konik şekildeki ışın demeti

Konvansiyonel BT'de enine kesitler lineer detektörün rotasyonu ile elde edilir ve 3 boyutlu görüntü çok sayıdaki enine kesitin ardı ardına sıralanmasıyla hazırlanır. Enine kesitleri birbiri ardına yerleştirerek aksiyel görüntülerde yüksek çözünürlük elde etmek için, sık aralıklarla çok sayıda enine kesit elde etmek gerekmektedir.

X-ışını tüpünün organ çevresinde spiral şekilde sürekli dönmesi ile tarama süresinin konvansiyonel BT'ye göre kısaltıldığı spiral BT ile alınan görüntülerde de kolimasyonla daraltılmış, yelpaze şeklinde x-ışını kullanılmaktadır. Fakat yine de x-ışın tüpü ve detektörler hastanın etrafında dönerken, hastanın incelenecek kesit kalınlığı kadar öne-arkaya hareket ettirilmesi gereklidir. Bu da tarama zamanının uzamasına ve hastanın hareketine bağlı olarak artefakt oluşması gibi problemlere neden olmaktadır. Bunun yanında CBCT'nin tek rotasyonda elde ettiği görüntü hacmine ulaşabilmek için çok sayıda ışınlama yapılması gerekmektedir. Sonuç olarak hastaya ulaşan radyasyon dozu artmakta ve x-ışını tüpü de daha çabuk yıpranmaktadır (19) (Resim 2).



Resim 2: BT cihazında kullanılan yelpaze şeklindeki ışın demeti

CBCT görüntüleme sistemi; 80'li yılların başından itibaren özellikle kalp, solunum ve dolaşım sistemine yönelik medikal incelemelerde kullanılmıştır (145). Öncelikle anjiyografi uygulamaları için geliştirilen ve x-ışın görüntü güçlendiricisi

ile CCD televizyon kamerasının detektör olarak kullanıldığı bu görüntüleme sistemi, zamanla ortopedi alanında da tanı ve tedavi planlaması aşamalarında başvurulan bir yöntem olmuştur (12,129,157).

Ritman ve arkadaşları 1980 yılında yapmış oldukları çalışmada; kesit yerine hacim görüntüsü oluşturan bu yeni görüntüleme sisteminin, kalp kası ve akciğer dokusunun fonksiyonel hareketlerini ve kana verilen kontrast maddenin dağılımını vücudun her bölümünde kantitatif olarak değerlendirme imkanı sunduğunu bildirmiştir (145).

Üç boyutlu bilgisayarlı anjiyografi uygulamalarında kullanılacak yeni bir görüntüleme sistemi olarak da tanıtılan CBCT tekniğinin *in vivo* koşullardaki ilk denemeleri Saint-Felix ve arkadaşları (1994) tarafından gerçekleştirilmiştir (151). Hayvanlar ve gönüllü hastalar üzerinde gerçekleştirilen bir ön çalışma niteliğinde olan bu araştırmada; oluşan 3 boyutlu görüntünün kalitesi üzerine etki eden faktörler değerlendirilmiştir.

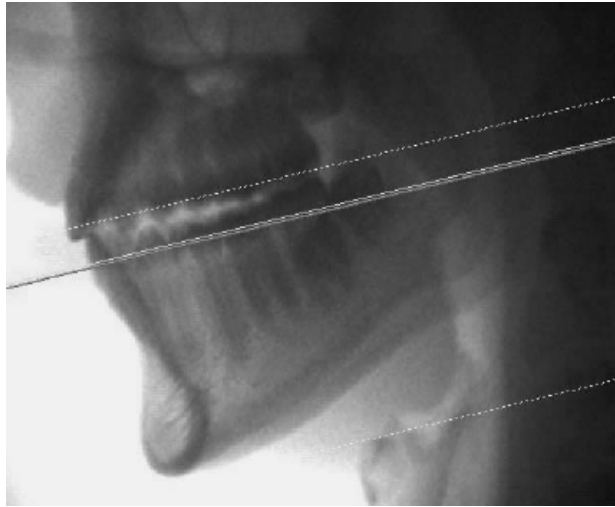
Ning ve arkadaşları (1997) bir CCD kameraya bağlı görüntü güçlendiricisinin detektör olarak kullanıldığı ve hayvanlar üzerinde gerçekleştirdikleri *in vivo* çalışmalarında, tek seferlik kontrast madde enjeksiyonu sonrasında gerçekleştirilen tarama ile istenilen bölgenin hacimsel görüntüsünü elde etmiş ve bu görüntünün vasküler anatomiye değerlendirmek için yeterli kontrast ve çözünürlüğe sahip olduğunu vurgulamıştır (130).

Baba ve arkadaşları (1999) ise; göğüs bölgesinin görüntülenmesi amacıyla yaptıkları çalışmada 3 boyutlu bir göğüs fantomu kullanmışlardır. CBCT sisteminin uzaysal ve kontrast çözünürlüğünün konvansiyonel spiral BT'den 3-7 kat daha iyi olduğu sonucuna varan araştırmacılar bu görüntüleme sisteminin göğüs kanserinin tanı

ve tedavi planlaması aşamasında umut vaad eden bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir (12,13).

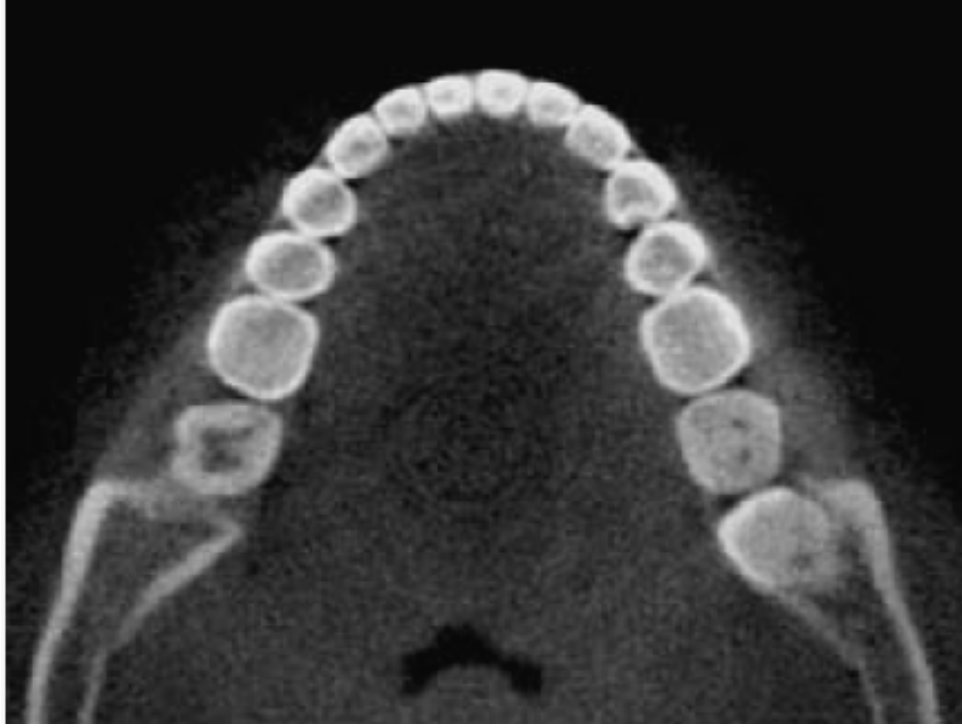
Medikal alanda yapılan çalışmaların yanı sıra dişhekimliğinde kullanılmak üzere CBCT teknolojisini kullanan cihazlar geliştirilmiştir. Mozzo ve arkadaşlarının 1998 yılındaki çalışmalarında dentomaksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi amacıyla CBCT teknolojisi kullanılarak üretilen Newtom 9000 (Newtom 9000, Quantitative Radiology, Verona, İtalya) cihazının teknik özellikleri ayrıntılı olarak bildirilmiştir. Konvansiyonel BT ile kıyaslandığında daha yüksek çözünürlükte görüntüler oluşturan cihazın, hasta etrafında gerçekleştirdiği 360 derecelik tek rotasyon ile 15 cm yüksekliğinde ve 15 cm çapındaki silindir boyutlarında bir hacimsel alan görüntülenmektedir (118).

Cihazın çalışma mekanizması konvansiyonel BT'ye benzerlik gösterir. Aksiyel düzlemde elde edilecek kesitlerin nereden başlayıp nerede sona ereceğini belirlemek amacıyla öncelikle incelenecek bölgenin dijital bir röntgenogramı alınır. Bu görüntü BT cihazlarında olduğu gibi “skenogram, topogram ya da kılavuz görüntü” olarak isimlendirilir. (Resim 3).



Resim 3: Newtom 9000 cihazı ile elde edilen kılavuz görüntü

Çenenin lateral pozisyonunda elde edilen kılavuz görüntü üzerinde alınacak aksiyel yöndeki kesit seviyeleri ve kesitler arası mesafe belirlenir. Tüm bu işlemler sonuçlandığında maksillofasiyal bölgede incelenecek alanın aksiyel düzlemdeki görüntüleri elde edilir (Resim 4).



Resim 4: Kılavuz görüntü üzerinde seçilen düzleme ait aksiyel kesit görüntüsü

Görüntüleme alanı 15 x 15 cm olan bu cihazda ışınlama süresi 70 sn dir. Hastaya ulaşan radyasyon dozunu etkileyen faktörler arasında olan miliamper değerinin medikal BT'lerde 80–300 arasında değiştiği düşünüldüğünde, bu değer Newton QR 9000 cihazında 10–15 mA'ya düşürülmüş olması; hastaya ulaşan radyasyon dozunun azalmasını sağlamıştır (118).

Hasta etrafında gerçekleştirilen 360 derecelik tek rotasyon ile elde edilen hacimsel görüntü voksel olarak isimlendirilen ve saptanabilen en küçük birim olan

küçük küplere ayrılır. Voksel büyüklüğünün 0,2 mm³'e kadar küçülmüş olması, uzaysal çözünürlüğün konvansiyonel BT cihazlarına kıyasla arttığının bir göstergesidir (196).

Tüm bu avantajlarının yanında CBCT sistemleri kapladığı alan açısından BT'den çok da farklı değildir. Bu dezavantajı nedeniyle Newtom cihazı, dişhekimi muayenehaneleri için pratik ve kullanışlı olmaktan uzaktır.

Newtom 9000 sistemi ile görüntü alınırken konvansiyonel BT tekniğinde olduğu gibi, hasta yatar pozisyonudadır. Sadece baş ve boyun bölgesini içine alacak bir açıklığı bulunan gantri ile gantri açıklığına girip çıkabilen üzerine hastanın uzandığı hareketli bir masa vardır. Hastanın yatar pozisyonunda olması, çenenin yanlış şekilde konumlanmasına neden olabilmekte ve maksillofasiyal bölgede yapılacak ölçümlerin farklı sonuçlar doğurmasına yol açabilmektedir (16,135, 165). Cevidanes ve arkadaşları (2006) da bu konu ile ilgili yaptıkları çalışmada Newtom CBCT sisteminde tarama süresince hastanın yatar pozisyonunda konumlandırılmasının, maksillofasiyal bölgedeki hava boşluklarının morfolojilerinin farklı görüntülenmesine neden olduğunu belirtmiştir (29).

Yaklaşık 70 sn'lik tarama süresi cihazın yeni versiyonu olan NewTom QR DVT 3G'de yarıya indirilmiş olsa da (36 sn), bu uzun süre boyunca hastanın hareketsiz kalmasının güçlüğü, görüntüleme sisteminin dezavantajlarından biri olarak karşımıza çıkmaktadır. Söz konusu tarama süresince hastanın hareketi sonucunda oluşabilecek artefaktlar, görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyecek faktörler arasında yer almaktadır (37).

Tüm bu olumsuzlukları gidermek amacıyla Arai ve arkadaşlarının (1999) yürüttüğü çalışmalar hastanın yatar pozisyonunda değil de, panoramik cihazlarda olduğu gibi oturur pozisyonunda 3 boyutlu görüntülerinin elde edilebilmesine olanak

sağlamıştır. Dişhekimliğinde kullanılmak üzere daha az yer kaplayan bir üç boyutlu görüntüleme cihazı oluşturmak amacıyla yürütülen çalışmalar sonrasında, 1997 yılında konik şekilli ışın demetinin kullanıldığı Ortho-CT ismi verilen bir BT prototipi geliştirilmiştir (8,9).

Scanora spiral konvansiyonel tomografi cihazının (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) geliştirilmiş bir versiyonu olan Ortho-CT’de, film kasetinin yerini 10 cm çapında ve “*image intensifier (I.I.)*” olarak isimlendirilen görüntü güçlendirici almıştır. Görüntü güçlendiricisi ve konik şekilli bir x-ışını demetinin hasta etrafında 360 derecelik tek bir rotasyon gerçekleştirilmesi sonrasında incelenecek bölgeye ait 3 boyutlu hacimsel bir görüntü elde edilebilmektedir (80).

Görüntüleme alanı NewTom görüntüleme sistemi ile karşılaştırıldığında oldukça küçüktür (32 x 38 mm). Ancak, voksel boyutlarının yarıya yarıya küçülmüş olması (0,136 x 0,136 x 0,136 mm³), uzaysal çözünürlüğü daha yüksek görüntüler elde edilmesini sağlamıştır (9).

Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) olarak isimlendirilen ve herhangi bir görüntüleme sisteminin fiziksel kapasitesini ölçmede sıklıkla kullanılan bir parametre olan MTF; dijital bir görüntüleme sisteminin çözünürlük performansını tanımlayan bir ölçümdür. Dijital sistemin sinyal transfer özelliklerini uzaysal frekans fonksiyonu olarak açıklayan bu performans testinde, herhangi bir görüntüleme sisteminin bilgiyi kaydetme yeteneği tanımlanmaktadır. MTF değerinin 0 olması, söz konusu görüntüleme sistemi tarafından hiçbir bilginin kaydedilemediğini gösterirken, MTF’nin 1 olması sistemin taşıdığı tüm bilginin görüntüde kaydedildiğini göstermektedir (38,39).

MTF parametresi uygulanarak hesaplanan ve farklı görüntüleme sistemlerinin çözünürlüklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda; voksel büyüklüğünün minimum

0,3x0,3x0,3 mm³ olduğu BT cihazlarında MTF 0,5 iken uzaysal çözünürlük değeri milimetrede sadece 0,5 çizgi çifti olarak saptanmıştır. Bu değerin Ortho-CT için BT'nin iki katı olduğu bildirilmiştir (8).

CBCT ile görüntüleme hastaya ulaşan radyasyon dozunun konvansiyonel BT'ye oranla yaklaşık 100 kat daha düşük olması ise bir başka avantajıdır. Honda ve ark'nın (2000) hastaya ulaşan radyasyon dozu açısından spiral BT'yi Ortho-CT ile karşılaştırdığı çalışmasında, spiral BT ile deriden absorbe edilen ışın dozu 160 mSv olarak saptanırken Ortho-CT için aynı değerin spiral BT'nin %1'i kadar olduğu bulunmuştur (71).

Spiral BT cihazında her birinin tarama süresi sadece birkaç saniye süren enine kesitlerin ardı ardına sıralanmasıyla 3 boyutlu görüntü elde edilir. Bu nedenle kesitlerin elde edildiği dönemlerin herhangi birinde hastanın hareket etmesine bağlı olarak oluşacak artefakt, diğer kesitin görüntüsünü olumsuz yönde etkilemez. Fakat CBCT tekniğinde hacimsel görüntü hasta etrafında gerçekleştirilen 360 derecelik tek bir rotasyon ile elde edilir ve tarama süresince gerçekleşen rotasyon aşamasında hastanın stabil olarak kalması zorunludur. Ancak New Tom 9000 cihazında 70 sn. olan tarama zamanının Ortho-CT'de 17 sn'ye düşürülmesi ile, hastanın hareket etme olasılığı büyük ölçüde azaltılmıştır. Çekim sırasında hastanın hareketini önlemek amacıyla Ortho-CT cihazına hastanın başını sabitlemek için yerleştirilmiş olan apacey de stabilizasyon konusunda katkı sağlamaktadır (72).

Ortho-CT cihazının keşfini takip eden 2 yıl boyunca dişhekimliğinin birçok alanında bu cihazın tanısai kapasitesinin değerlendirildiği çalışmalar yapılmıştır.

Terakado ve arkadaşlarının (2000) yaptıkları çalışma; Ortho- CT'nin radiküler kist boyutları, kök kırık hattı, implant planlanan bölgeye komşu anatomik oluşumların değerlendirilmesi, gömük dişin lokalizasyonu gibi dişhekimliğinin

birçok farklı klinik uygulamasında yüksek çözünürlüğü ve yüksek tanısal kapasitesi olan bir görüntüleme sistemi olduğunu göstermiştir (172). Ito ve arkadaşlarının (2001) yaptıkları çalışmada ise Ortho CT cihazına ait 3 boyutlu görüntülerin dental implant planlaması öncesinde mandibulanın morfolojisi ve komşu anatomik oluşumlar hakkında detaylı bilgi verdiği belirtilmektedir (76). Sato ve arkadaşlarının (2004) çalışmalarında da dental implant bölgesinin değerlendirilmesi aşamasında Ortho-CT cihazının başvurulabilecek yararlı bir görüntüleme sistemi olduğu vurgulanmaktadır (153).

Honda ve arkadaşları (2001) TME bölgesinin panoramik ve konvansiyonel tomografi görüntülerini Ortho-CT ile karşılaştırdıkları çalışmada, Ortho-CT'nin diğer konvansiyonel tomografik tekniklere eşdeğer tanısal bilgi verdiğini saptamışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarında konvansiyonel tomografi tekniğine göre daha ucuz, hastaya ulaşan radyasyon dozunun daha düşük olduğu bu kompakt görüntüleme sisteminin TME patolojilerinin tanısında tercih edilebileceği vurgulanmaktadır (72).

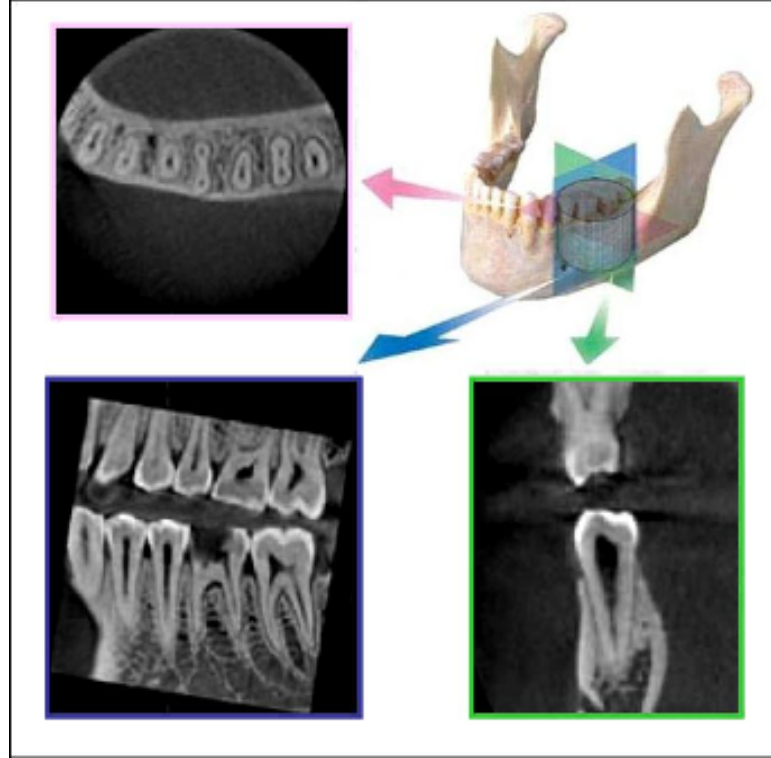
Arai ve arkadaşlarının çalışmaları sonrasında, 2000 yılında Morita şirketi tarafından (Morita Co Ltd) 3DX Accu-I-Tomo adı verilen ve maksillofasiyal bölgedeki diş, kemik gibi sert dokuları 3 boyutlu görüntüleme olanağı sağlayan konik ışın demetli BT (*Cone Beam Computed Tomography* = CBCT) cihazı piyasaya sürülmüştür (10) (Resim 5).



Resim 5: Morita şirketi tarafından geliştirilen Accu-I-Tomo cihazı (3DX)

Adı *Accuracy* (doğruluk), *Image* (görüntü) ve *Tomography* (tomografi) kelimelerin kısaltılması ile oluşturulan Accu-I-Tomo cihazı, Newtom 9000 ile kıyaslandığında çok daha küçük ve sınırlı bir bölgenin hacimsel görüntüsünü vermektedir. Çeneler bölgesinde sınırlı bir hacmi görüntüleyebildiği için *Limited Cone Beam Computed Tomography* = LCBCT) olarak da adlandırılır. Çalışma prensibi açısından Ortho-CT ile benzerlik gösteren 3DX cihazı; prototipinden daha üstün özelliklere sahiptir. Cihazın özel bilgisayar yazılımının kullanımıyla 85 sn'lik

bir rekonstrüksiyon zamanı sonrasında görüntüsü alınan bölgenin X (dental arka paralel düzlem=sagittal), Y (dental arka dik düzlem=koronal), Z (vücut eksenine dik düzlem=aksiyel) düzlemlere ait görüntüler olarak eş zamanlı olarak monitörde izlenebilmektedir (Resim 6).



Resim 6: 3DX cihazı kullanılarak elde edilen hacmin aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlere ait görüntüleri

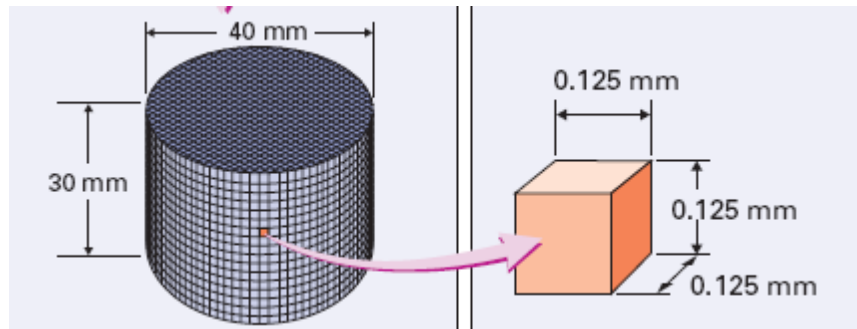
3DX Accu-I-Tomo cihazında görüntü oluşumu öncesinde hasta görüntüleme koltuğunda oturur konumdadır. Koltuk sağa-sola, öne-geriye ve yukarı aşağı olarak 3 ekseninde hareket ettirilerek 40 mm çapında, 30 mm yüksekliğinde silindir prizma şeklindeki görüntüleme alanının çekimi istenen bölgeye denk getirilmesi sağlanır. Bu konumlandırma işlemi sırasında cihazdan çıkan rehber ışıklar görüntülenecek alanı merkezde tutmak amacıyla yardımcı olur (Resim 7). Tüpten çıkan dar konik hüzmeli x-ışını, CCD algılayıcısı ile donatılmış yüksek hassasiyetteki görüntü

güçlendiricisine (*image intensifier*) gönderilir. Bu sırada cihazın C şeklindeki kolu hasta başı etrafında 360 derecelik dönüşünü 17 sn’de tamamlar (Resim 7).



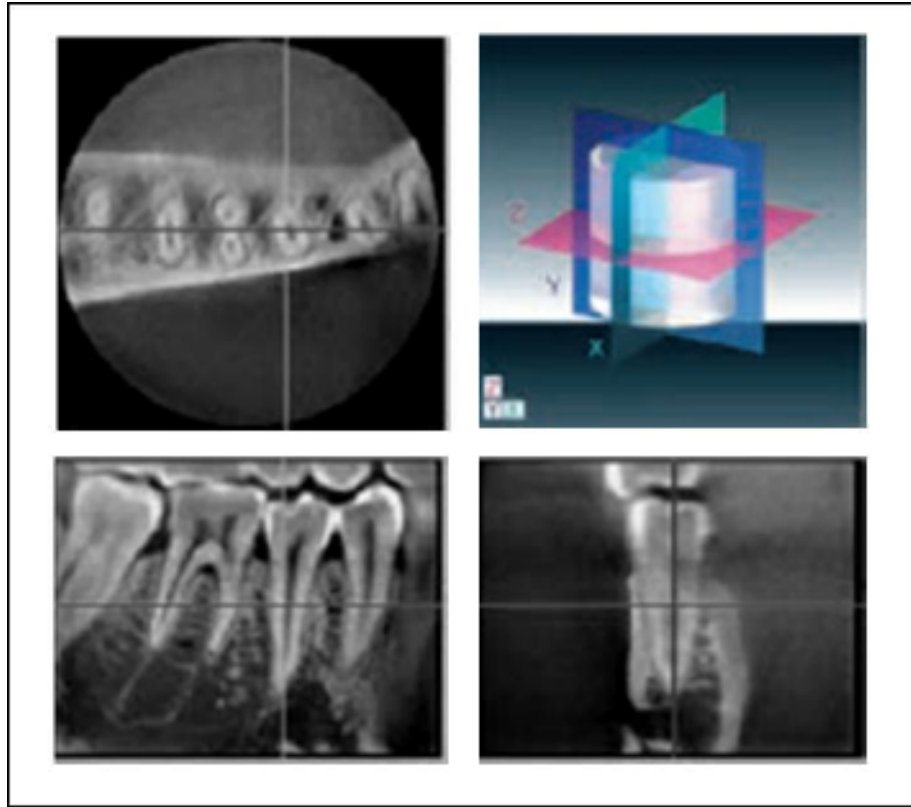
Resim 7: 3DX cihazı kullanımı sırasında hastanın konumlandırılması

Hastanın ışınlanmasını takiben 40 mm çapında 30 mm yüksekliğinde silindirik prizma şeklinde bir hacmin görüntüsü bilgisayar ekranında izlenir. Bu hacimsel görüntü, toplam 20 milyon adet 0,125x0,125x0,125 boyutlarından oluşan mikroküp (voksel) yapısındadır (Resim 8).



Resim 8: 3DX cihazı ile elde edilen silindirik hacimsel görüntü

Bilgisayar ekranındaki görüntü üzerinde bilgisayar faresini hareket ettirmek suretiyle hacim içinde yer alan çok sayıdaki düzleme ait kesit görüntülerini izlemek mümkündür. İstenen bölgeye ait görünüm, 3 farklı düzleme ait ayrı ayrı görüntüler olarak ekranda izlenebilir. Bilgisayar faresinin hareketi ile bir kesitten diğer kesite kolayca geçiş yapılabildiği gibi eşzamanlı olarak istenen kesite ait 3 farklı düzlemin görüntüsü de anında tek ekran üzerinde izlenebilmektedir. Dolayısı ile, ekran üzerinde istediğimiz herhangi bir noktanın aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerine ait görüntüleri, aynı ekran üzerinde ve eş zamanlı olarak izleme ve değerlendirme olanağı vardır (61) (Resim 9) .



Resim 9: 3DX görüntüleme sisteminin bilgisayar ekranında 3 farklı düzlemde gözlenebilen eş zamanlı görüntüleri

Üretici firma Accu-I-Tomo cihazı için %10 MTF'de milimetrede 2 çizgi çiftinden daha yüksek bir çözünürlük olduğunu bildirmektedir (<http://www.jmorita-mfg.com>). Bu çözünürlük değeri, medikal amaçla kullanılan BT'den 8 kat daha yüksektir. Dental patolojilerin sıklıkla 0,2 mm'den küçük olabilmesi nedeniyle bu nokta büyük önem taşımaktadır (53).

Honda ve arkadaşları (2000) MTF (*modulation transfer function*) parametresini kullanarak spiral BT ile 3DX'in çözünürlüğünü karşılaştırdıkları bir çalışmada, MTF 0,5 iken 3DX'in horizontal yöndeki uzaysal çözünürlüğünün; milimetrede 1,1 çizgi çifti olduğunu saptamışlardır. Bu değer spiral BT de ise milimetrede 0,9 çizgi çifti olarak saptanmıştır (71).

Görüntüler çözünürlüğü belirleyen önemli faktörlerden voksel boyutu ve voksel şekli açısından değerlendirilecek olursa konvansiyonel BT cihazlarında anizotropik yani boyutları eş olmayan vokseller olduğu görülmektedir. Dikdörtgen küpler şeklinde olan voksellerin en uzun boyutları aksiyel düzlemde yer alır ve bu boyut kesit kalınlığına göre belirlenir. Konvansiyonel BT cihazlarında voksel alanı $0,7 \times 0,7 \text{ mm}^2$ iken, 3. boyutu belirleyen derinliğin ölçümü kesit kalınlığına göre değişkenlik gösterir ve yaklaşık 1-2 mm civarındadır. Oysa CBCT cihazlarında voksel boyutlarının izotropik yani en, boy ve derinlik için eş boyutlu olması; boyutları milimetrenin altında olan dental dokuların ve patolojilerin değerlendirilmesinde üstün bir çözünürlük sağlar. 3DX Accu-I-Tomo cihazının kesit kalınlığının ayarlanabilmesi ve diagnostik planlamaya bağlı olarak 0,125 mm'ye kadar düşürülebilmesi; çok küçük lezyonların bile yüksek çözünürlükteki görüntüler sayesinde kolayca izlenebilmesini sağlar (53).

Ortho-CT de kullanılan x-ışını tûpünün 10 olan miliamper değerinin 3DX cihazında 2 mA'ya indirilmesi ise, hastaya ulaşan radyasyon dozunun daha da azalmasını sağlamıştır (61).

Hastaya ulaşan radyasyon dozu açısından CBCT cihazlarının farklı görüntüleme sistemleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği birçok çalışma mevcuttur (61,71,118). Mozzo ve arkadaşları (1998) yaptıkları çalışmada NewTom QR DVT 9000 (Quantitative Radiology s.r.l., Verona , İtalya) cihazının radyasyon dozunun spiral BT'nin 1/6'sı kadar olduğunu saptamışlardır (118). Hashimoto ve arkadaşlarının hastaya ulaşan radyasyon dozu açısından multidetektrl spiral BT'yi 3DX ile karşılaştırdıkları çalışmada, 3DX ile hastaya ulaşan deri dozu 1.19 mSv bulunurken, multidetektrl spiral BT'de bu değer 458 mSv olarak saptanmıştır (61). Honda ve ark.'nın elde ettiği sonuçlarda bu bulgulara paraleldir (71).

2007 yılının Eylül ayı itibarı ile piyasada 17 farklı CBCT cihazı bulunmaktadır. NewTom QR DVT 9000 (Quantitative Radiology Inc, Verona , İtalya) cihazının 1997 yılında keşfini takiben; CB Mercuray (Hitachi Medical Corp., Kyoto, Japonya), 3D Accuitomo-XYZ Slice View Tomograph (J. Morita Mnfr Corp., Kyoto, Japonya), i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Amerika) ve Iluma Orthocat (Imtec Corp, Ardmore OK, Amerika) gibi ve benzeri birçok CBCT teknolojisine sahip cihaz geliştirilmiştir (11).

Mevcut cihazların dizaynı panoramik radyografi cihazına benzeyenlerden medikal BT cihazına benzeyenlere kadar değişkenlik ve çeşitlilik gösterebilmektedir. CBCT teknolojisi kullanılarak geliştirilen ilk cihaz olan New Tom 9000'nin kapladığı alan medikal BT cihazlarına eşdeğer iken, son yıllarda geliştirilen CB Mercuray (Hitachi Medical Corp., Kyoto, Japonya), 3D Accuitomo-XYZ Slice View Tomograph (J. Morita MFG Corp., Kyoto, Japonya), i-CAT (Xoran Technologies,

Ann Arbor, Mich., and Imaging Sciences International, Hatfield, PA) ve Iluma Orthocat (Imtec Corp, Ardmore OK, Amerika) CBCT cihazlarında mevcut olan kompakt tasarım, cihazların kurulması için gereken alanın tıp fakültelerinde ve/veya hastanelerde kullanılan BT'lere göre 3 kat daha azalmasını sağlamıştır (196).

CBCT teknolojisi ile üretilen cihazlarda yaklaşık 20–40 sn.'lik tarama zamanı sonrasında silindir şeklinde bir hacmin görüntüsü elde edilir. Bu hacimsel görüntünün büyüklüğü cihazdan cihaza değişkenlik göstermektedir. Geniş bir görüntüleme alanına sahip olan NewTom QR DVT 9000 (Quantitative Radiology Inc, Verona , İtalya), CB Mercuray (Hitachi Medical Corp., Kyoto, Japonya), I-CAT (Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich., and Imaging Sciences International, Hatfield, PA) ve Iluma Orthocat (Imtec Corp, Ardmore OK, Amerika) cihazlarında maksillofasiyal bölgenin hacimsel olarak görüntülenebildiği alan 5-25 cm² arasında değişkenlik gösterebilmektedir. Kesit kalınlıkları ise 0,1–0,4 mm arasında değişmektedir. 3DX Accu-I-Tomo cihazında ise görüntüleme alanı, diğer CBCT cihazları ile kıyaslandığında çok daha küçüktür (11).

Yeni geliştirilen CBCT cihazlarında görüntüleme alanının gittikçe genişlemesi, bize tek bir tarama ile çok daha geniş bir bölgeyi inceleme şansı tanısa da, taranan alanın artması ile birlikte hastaya ulaşan radyasyon dozunun da artış gösterdiği unutulmamalıdır (11).

Ludlow ve Mah'ın yaptığı çalışmalarda NewTom 9000 cihazının maksilla ve mandibulanın aynı anda görüntülenebildiği en geniş görüntüleme alanı seçeneği seçildiğinde, söz konusu cihaz ile elde edilen efektif doz değeri 50,3 µSv olarak saptanmıştır (105,107). Ludlow'un 2006 yılında 3 farklı CBCT cihazını (I-CAT, NewTom 3G ve CB Mercuray) ICRP'nin (Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu) belirlediği organlar üzerindeki efektif doz değerleri açısından

karşılaştırdığı çalışmada ise, NewTom 3G cihazında saptanan değer 59 μSv iken I-CAT ve CB Mercuray cihazları için aynı değerler sırasıyla 193 ve 558 μSv olarak saptanmıştır (104).

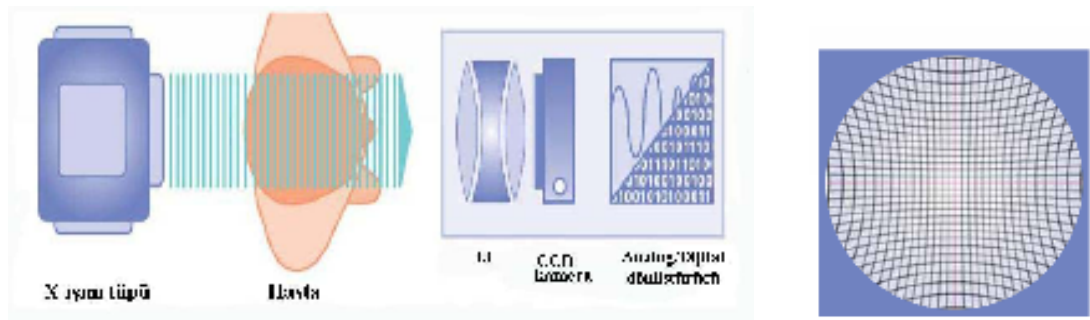
Yukarıda adı geçen çalışmalarda ışınlama parametrelerinin ve efektif dozları ölçülen organların farklı oluşu nedeniyle radyasyon dozu açısından birbirinden farklı değerler elde edilmişse de, genel olarak CBCT cihazlarıyla hastaya ulaşan efektif radyasyon dozu 36,9- 50,3 μSv arasında değişkenlik göstermektedir. Bu değer konvansiyonel BT cihazlarının efektif doz değerlerine kıyasla yaklaşık %98 oranında daha azdır (mandibula için efektif doz değeri:1,320–3,324 μSv , maksilla için ise 1,301–1,420 μSv). CBCT cihazlarıyla elde edilen efektif doz değeri, konvansiyonel periapikal filmler kullanılarak alınan seri radyografi çekimi sonrası hastaya ulaşan radyasyon dozu kadar (13–100 μSv) ya da bir panoramik radyografi ile hastaya ulaşan radyasyon dozunun 4- 15 katına eşdeğerdir (2,9–11 μSv) (154).

Iwai ve arkadaşlarının (2000) 3DX cihazını hastaya ulaşan radyasyon dozu açısından değerlendirdikleri çalışmada; üst çene, alt çene ve TME bölgesine ilişkin elde ettikleri radyasyon değerleri sırasıyla 6,3, 11,7 ve 7,4 μSv olarak saptanmıştır (77). Arai ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptıkları çalışma da bu bulguları destekler niteliktedir (7).

Yapılan çalışmaların sonuçları ışığında, 3DX Accuitomo CBCT cihazları içinde hastaya ulaşan radyasyon dozu açısından değerlendirildiğinde en avantajlı görüntüleme sistemi olarak öne çıkmaktadır. En yüksek çözünürlüğe en düşük radyasyon dozu ile ulaşan 3DX görüntüleme yönteminin; boyutları küçük olan dental patolojilerin erken dönemde saptanması için de elverişli bir görüntüleme yöntemi olduğu savunulmaktadır (5,82).

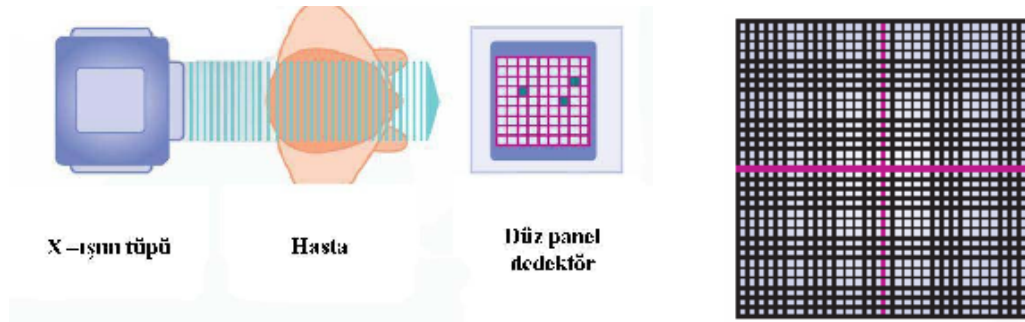
3DX cihazının görüntüleme alanının diğer CBCT cihazlarının görüntülediği alana oranla küçük olmasının yarattığı dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla cihazın son yıllarda üretilen modellerinde görüntüleme alanı 3x3 cm'den 6x6 cm'e kadar genişletildiği bildirilmektedir.

CBCT cihazlarının yeni modellerinde ve yakın zamanda piyasaya sürülen cihazlarda yapılan diğer değişiklik ise, x-ışını detektörlerinin yapısına yönelik olmuştur. Maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesinde kullanılan CBCT cihazlarının çoğunda *image intensifier* (I.I.) denilen görüntü güçlendiricisi ile kombine CCD kameraları kullanılmaktadır. CCD kameraların kullanıldığı sistemlerde analog görüntünün dijitale dönüşümü sırasında gerçekleşen *charge-coupling* işleminde görüntü üzerinde merkezden uzaklaştıkça distorsiyonlar oluşmaktadır. Hem bu distorsiyonları hem de analog görüntünün dijital formata dönüşümü aşamasında oluşan görüntü kirliliğine bağlı artefaktları elimine etmek için netleştirme işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (30,128) (Resim 10).



Resim 10: I.I. kullanılan CBCT sistemlerinin çalışma mekanizması

Amorf silikondan yapılmış ince bir film transistorüne bağlı *sezyum iyodür* güçlendiriciden oluşan düz panel detektörlerin (FPD: *flat panel detector*) kullanımı ile, I.I. ile elde edilen görüntülerde oluşan bulanıklık ve buna bağlı olarak detektör konfigürasyonundan kaynaklı geometrik distorsiyonları azaltmak için uygulanan işlemleri elimine etmek mümkün olmuştur. FPD kullanımı ile merkezden en uzak noktada bile distorsiyon gözlenmemektedir. Bu nedenle analog görüntülerde distorsiyonu elimine etmek için kullanılan iyileştirme işlemlerine de gerek kalmamaktadır (79). Piyasada mevcut olan CBCT cihazlarından NewTom QR DVT 9000 (Quantitative Radiology Inc, Verona , İtalya) ve CB Mercuray (Hitachi Medical Corp., Kyoto, Japonya) dışındakilerde FPD kullanılmaktadır (Resim 11).



Resim 11: Düz panel detektör kullanılan CBCT sistemlerinin çalışma mekanizması

Geçmişte sadece komplike cerrahi uygulamalar sırasında 3. boyuta ait bilgilere başvurulurken; günümüzde dental implant uygulamalarının artış göstermesiyle, 3. boyut hakkında bilgi verebilen görüntüleme sistemlerine olan talep de artmıştır (62). Dental implant uygulaması öncesi planlama yapılacak bölge ve bu bölgeye komşu anatomik dokuların lokalizasyonuna ve boyutlarına dair doğru bilgiye ulaşmak, hem

operasyonu kolaylaştıran hem de operasyonu takiben dental implant uygulamasının uzun dönem başarısını arttıran faktörlerin başında gelmektedir. Bu amaçla farklı görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitesinin karşılaştırıldığı çalışmalar yapılmıştır.

Hirsch ve arkadaşlarının (2003) 5 adet kadavra kafatası üzerinde subjektif görüntü kalitesini değerlendirdikleri çalışmada 3DX ve NewTom 9000 olmak üzere 2 adet CBCT cihazı ile spiral BT cihazı kullanılmış ve bu 3 görüntüleme sistemi içerisinde en yüksek görüntü kalitesi 3DX cihazı ile elde edilmiştir (69). Benzer bulgular Hashimoto ve arkadaşlarının (2003) multidetektörlü BT cihazı ve 3DX cihazı ile alınmış görüntüler üzerinde, subjektif görüntü kalitesi yönünden yaptıkları karşılaştırmada da elde edilmiştir (61). Bu çalışmada 3DX görüntüleme sistemi, periodontal ligament ve lamina dura gibi anatomik oluşumların görüntülenmesinde yüksek çözünürlük özelliği ile görüntü kalitesi açısından en yüksek skoru elde etmiştir (61).

Görüntü kalitesinin değerlendirildiği bu *in vitro* çalışmaların dışında, CBCT görüntülerinin dişhekimliğinde yıllardır kullanılmakta olan görüntüleme yöntemleri ile farklı dental patolojilerin saptanması yönünden karşılaştırıldığı birçok çalışma mevcuttur (8,37,118,123,161).

Pawelzik ve arkadaşları (2002) yaptıkları çalışmada, CBCT tekniği ile elde edilen görüntülerinin gömük mandibular 3. molar dişlerin çekimi öncesi yapılan tedavi planlamasında panoramik radyografiye kıyasla daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuşlardır (138). Danfort ve arkadaşlarının bulguları da Pawelzik ve arkadaşlarının bulgularını destekler yöndedir (37). Hem ortodontistler hem de cerrahlar için zor olgular olan gömük kanin dişlerin tedavi planlamasında bu yeni görüntüleme sistemini kullanan Mah ve arkadaşları ise, komşu dokulara minimum oranda zarar

verecek şekilde etkili bir cerrahi prosedürün planlaması aşamasında CBCT tekniğinin paha biçilmez olduğunu vurgulamışlardır (107).

Küçük oral cerrahi işlemler öncesinde konik ışın hüzmeli BT teknolojisinin kullanımı, tedavi planlamasının en doğru şekilde yapılmasını sağladığı gibi, olası komplikasyonların da önüne geçilmesini sağlamaktadır (123). Rigolone ve arkadaşlarının (2003) yaptıkları çalışmada, özellikle sinüs maksillaris'e yakın komşulukta olan üst çene molar dişlerin palatinal köklerine uygulanacak endodontik cerrahi işlem sırasında olası komplikasyonları önlemede bu gelişmiş görüntüleme tekniğinin önem taşıdığı belirtilmiştir (144). Eggers ve arkadaşlarının (2005) radyopak yabancı cisimlerin hava, kas ve kemik dokusu olmak üzere 3 farklı ortamda saptanmasına yönelik yaptıkları çalışmada CBCT görüntüleme tekniği üstün sonuçlar vermiştir (42).

Akdeniz ve arkadaşlarının aproksimal çürük derinliği ölçümü yönünden fosfor plak görüntüleme sistemi ve konvansiyonel film tekniği ile 3DX görüntüleme sistemini karşılaştırdıkları çalışmasında, çürüklerin gerçek derinliğine ait ölçümlere en yakın ölçümler 3DX ile saptanmıştır (5).

Klinik olarak saptanamayan ancak vertikal kök kırığı bulgularına sahip 5 diş üzerinde gerçekleştirilen bir diğer çalışmada ise, konvansiyonel görüntüleme yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilen radyolojik muayenede kırık hatlarının dişlerin çekimi gerçekleştirilmeden önce saptanması mümkün olmamıştır. Oysa CBCT tekniği kullanılarak görüntülenen bu dişlerin hepsinde kırık hattı net bir şekilde gözlenmiştir (58).

CBCT teknolojisinin diagnostik kapasitesinin konvansiyonel görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığı bir diğer alan ise, baş-boyun bölgesindeki kemik defektlerinin saptanması olmuştur.

Misch ve arkadaşlarının, *in vitro* koşullarda oluşturulmuş periodontal defektlerin boyutlarını CBCT ve konvansiyonel periapikal filmler ile saptadıkları çalışmada; oluşturulan tüm defektlerin ölçümünü CBCT görüntülerinde yapmak mümkün iken, konvansiyonel filmlerde bukkal ve lingualde lokalize defektlerin ölçümünü yapmak mümkün olamamıştır (112). Mengel ve arkadaşlarının (2005) periodontal kemik defektlerinin saptanmasına yönelik gerçekleştirdikleri periapikal film, panoramik film, BT ve CBCT olmak üzere 4 farklı görüntüleme tekniğinin karşılaştırıldığı benzer bir çalışmada da en iyi görüntü kalitesine CBCT tekniği ile ulaşıldığı bildirilmektedir (110).

Stavropoulos ve arkadaşlarının (2006) yapay olarak oluşturulan periapikal patolojilerin saptanması amacıyla dijital ve konvansiyonel film radyografisi ile CBCT tekniğini karşılaştırdıkları çalışmada iki boyutlu görüntüleme sistemleri arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık gözlenmez iken, CBCT'nin mevcut lezyonları saptama gücünün (sensitivitesinin) yüksek olduğu belirlenmiştir (163).

Lofthag-Hansen ve arkadaşları (2007) endodontik problemleri olan 36 hastaya ait 46 dişin periapikal film ve 3DX görüntülerini periapikal lezyon varlığı yönünden değerlendirmişlerdir. Periapikal filmler ile alınan görüntülerde çalışmaya dâhil edilen dişlerin köklerinde 53 adet periapikal lezyon saptanırken, 3DX ile alınan görüntülerde ek olarak 33 diş kökünün daha periapikal lezyona sahip olduğu bulunmuştur (102).

Schulze ve arkadaşlarının (2006) mandibular osteomyelitin saptanması yönünden NewTom 9000 cihazının tanısal kapasitesini değerlendirdikleri *in vivo* çalışmasında, CBCT'nin osteolitik ve osteosklerotik bölgelerin belirlenmesinde üstünlük gösterdiğini bildirmişlerdir (155).

Simon ve arkadaşları (2006) endodontik cerrahi endikasyonu konulmuş ve boyutları 1x1 cm'den daha büyük olan 17 periapikal lezyonun CBCT ile elde ettikleri görüntüler üzerinde gerçekleştirdikleri gri değeri ölçümleri sonrasında konulan tanıları lezyonların histopatolojik incelemeleri ile karşılaştırmışlardır. Çalışmaya dahil edilen 17 lezyonun 13'ünde CBCT görüntüleri ile konulan tanılarla histopatolojik tanıların uyum göstermesi; histolojik inceleme yapılmaksızın periapikal lezyonların patolojik yapılarına ilişkin tanıya ulaşılabileceği konusunda umut vaat etmektedir (162).

Sonuç olarak; CBCT gibi gelişmiş görüntüleme sistemlerinin dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılabilir hale gelmesi hem 2 boyutlu görüntüleme sistemlerinin neden olduğu süperpozisyon, distorsiyon gibi dezavantajların ortadan kalkmasını sağlamakta, hem de 3 boyutlu görüntüler oluşturabilmesine rağmen sadece tıp merkezlerinde bulunan, maliyeti ve hastaya ulaşan radyasyon dozu yüksek olan görüntüleme sistemlerine bir alternatif oluşturmaktadır (37).

1.1.4. Kemik Dokusunun Görüntülenmesinde Kullanılan Diğer Görüntüleme

Yöntemleri:

1.1.4.1. *Tuned aperture computed tomography* (TACT):

Bu sistemde dijital reseptör ve x-ışını kaynağı arasına yerleştirilen 1 mm çapındaki radyopak küre ile beş derecelik açı değişiklikleri oluşturarak arka arkaya en az 7 farklı dijital görüntü elde edilir. Özel bir bilgisayar yazılımının yardımıyla her görüntü üzerinde gözlenen küre merkez alınarak o segmentten geçen kesitlerin görüntüsü üst üste yerleştirilir ve tomografi çekim tekniği sonucu elde edilmiş benzer görüntüler oluşturulması sağlanır (125) .

Bu tekniği kullanan hekim, farklı aılandırmalarla elde edilen radyografik bilgileri bir araya getirerek incelenecek yapıların derinliğine, diğer bir deyişle 3. boyuta ait bilgi sahibi olabilmektedir (15). Elde edilen kesitler, 2 boyutlu görüntülerin birbirine eklenip birleştirilmesiyle oluştuğundan, bir röntgen cihazı ve bir seri radyografik reseptör ile basit bir bilgisayar sistemi sayesinde görüntü oluşumu hızlı ve etkili bir şekilde gerçekleşebilir (190). Ayrıca bu teknikle hastaya ulaşan radyasyon dozu D hızındaki 2 periapikal film ile uygulanan doza eşdeğer, hatta kullanılan reseptörün tipine bağlı olarak bundan daha azdır (185,186).

Konvansiyonel radyografiyle bilgisayarlı tomografi yöntemlerinin arasında bir noktada yer aldığı tarif edilen TACT tekniğinin, iki boyutlu görüntüleme sistemleri ile sınırlı olan dişhekimliğinin birçok alanında tanısal kapasitesinin ölçüldüğu çalışmalar yapılmış, bu çalışmaların çoğu bilimsel ve klinik açıdan olumlu sonuçlar vermiştir (99,119,121,190). Tüm bu olumlu sonuçlara rağmen, TACT tekniği dental patolojilerin tanısında çoğunlukla tek başına yeterli bir yöntem değildir. Bu görüntüleme tekniğinin uygulanmasında karşımıza çıkan en büyük problem, görüntüleme geometrisinin güçlüğu ve rekonstrüksiyon işlemini gerçekleştirebilmek için dijital reseptör ve x-ışını kaynağı arasına yerleştirilen radyopak kürelerin anatomik dokular üzerine süperpoze olmasıdır. Bu sorun, cihazın kullanımını komplike hale getirdiği gibi, elde edilecek volümetrik görüntünün kalitesini de bozmaktadır (63).

Farklı açılarda elde edilen 2 boyutlu görüntülerin bir araya getirilmesi ile 3. boyuta ilişkin kısmen de olsa bilgi sunan bu tekniğin maliyeti BT ile kıyaslandığında düşük olsa da, görüntü kalitesi diğer 3 boyutlu görüntüleme sistemlerine erişememiştir (122). Tekniğin uygulanmasındaki güçlüklerle bağlı olmak üzere

görüntü kalitesindeki yetersizlikler gibi nedenlerden ötürü bu teknoloji ile çalışan bir cihaz üretilmemiştir.

1.1.4.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG):

Manyetik bir alan içine yerleştirilen organizmanın moleküllerinde değişken radyofrekans dalgalarının uyarmaları sonucu ortaya çıkan sinyal değişikliklerini saptayarak görüntü oluşturan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) yöntemi ile hem sert hem de yumuşak dokular üç boyutlu olarak görüntülenebilmektedir (41).

Yöntem, sadece en yüksek doku kontrastına sahip görüntüleri oluşturabilmesi ile değil, çok düzlemde kesit alınabilmesi, kemik artefaktının olmaması, akımı doğrudan görüntüleyebilmesi ile kısa sürede en çok ilgi uyandıran radyografik tanı yöntemi konumuna gelmiştir. Bu yöntemde iyonizan radyasyon kullanılmaz ve bir takım üst limitlere uyulması koşulu ile hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunmamıştır. Bu özelliği nedeniyle yöntem, çocuklarda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir (196).

Enfeksiyonun kemikteki tutulumunun saptanmasında başarılı bir yöntem olan MRG'nin; intramedüller kemik infiltrasyonu varlığının saptanması ve enflamatuvar sürecin boyutlarının tanımlanması açısından da etkin bir yöntem olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (14,96). Kaneda ve arkadaşlarının 14 osteomyelit olgusunu konvansiyonel radyografi, BT, kemik sintigrafisi ve MRG ile inceleyerek gerçekleştirdikleri çalışmanın sonuçları; MRG yönteminin kemikteki anomaliyi konvansiyonel radyografi ya da BT'ye kıyasla daha fazla oranda ortaya koyduğunu göstermiştir (80).

Bütün bu üstün özelliklerine karşın, görüntülerin yorumlanmasındaki zorluk görüntüleme sisteminin kullanımını zorlaştıran bir faktördür. Radyolojik bir görüntünün doğru yorumlanmasında en önemli nokta, görüntüdeki gri tonların nasıl

oluştuklarının bilinmesidir. Röntgende ve bilgisayarlı tomografide tonları belirleyen faktör röntgen filmi ve dedektörler üzerine düşen x-ışını miktarıdır. X-ışınının az düştüğü yerler beyaza yakın, fazla düştüğü kesimler siyaha yakın gri tonlarda izlenirler. MRG görüntülerinin yorumlanmasını güçleştiren neden görüntülerdeki beyazlık ve siyahlığın bu kadar kolay açıklanamamasıdır. Aynı lezyon bazı kesitlerde koyu görülürken diğerlerinde açık tonda görülebilmektedir. Bu tonlamalar sadece dokuya ait özelliklere göre değil, görüntüleme tekniklerine göre de değişiklik göstermektedir. Ek olarak dokuya ait özellikler manyetik alan gücü ile de değişiklik gösterirler. Tekniğin fizik prensiplerinin de diğer radyografi tekniklerine göre karmaşık olması manyetik rezonans görüntülemeyi uygulaması ve yorumlanması en güç radyolojik tanı yöntemi haline getirmiştir.

1.1.4.3. Radyonüklit Görüntüleme (RG):

Organizmaya verilen radyonüklitlerin incelenecek organ veya dokudaki dağılımını görüntü şeklinde saptama yöntemine Radyonüklit (Radyoizotop) Görüntüleme (RG) adı verilir.

Radyonüklitler vücuda yalnız başına veya incelenecek organa ve lezyona uygun bir farmasötiğe bağlanarak verilebilir. Radyonüklitin organizmadaki dağılımının görüntülenmesi ile anatomik bilgiler, bu dağılımın zamana göre değişikliklerinin saptanması ile de fizyolojik bilgiler elde edilir. Radyonüklit görüntülemeye lezyonlar, artmış veya azalmış aktivite alanları şeklindedir. Radyoaktivitenin arttığı bölgelere 'sıcak alan' veya 'hiperaktivite' (positive uptake), azaldığı bölgelere ise 'soğuk alan' (*negative uptake*) ve 'hipoaktivite' alanları adı verilir (179).

1.1.4.3.1. Kemik sintigrafisi:

Radyonüklit kemik sintigrafisi, tüm nükleer tıp uygulamalarının yaklaşık 1/3'ünü oluşturmaktadır. Direkt grafi kemiklerin anatomik yapısını değerlendirmeye olanak sağlamakta, ancak kemik sintigrafisi kemiğin kan akımı, kemik metabolizması gibi önemli fizyolojik bilgilere ulaşma olanağını tanımaktadır (100,103).

Kemik içi lezyonların erken dönem tanısında yarar sağlayan sintigrafik ölçümler, hastalık remisyon dönemine girmesine karşın kullanılan radyofarmasötüğün aktivite artışının devam etmesi nedeniyle diagnostik açıdan değerini kaybeder. Bu aşamada; anatomik detayların diğer görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında daha az seçilebilir olduğu sintigrafide, uygulanan teknesyumun tutulum boyutları genellikle lezyonun radyolojik boyutlarını aşabilmektedir. Yeni çekilmiş diş alanları ve yumuşak doku enflamasyonları gibi durumlarda da aktivite artışı gözlenebilmesi, bu görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesi azaltmaktadır. Bu nedenle, spesifitesi düşük olan kemik sintigrafisinin genellikle direkt grafi ya da diğer ileri görüntüleme yöntemleri ile desteklenmesi sonrasında spesifik tanıya ulaşılacağı vurgulanmaktadır (173,196).

1.1.4.4. Ultrasonografi:

Ultrasonografi vücut yapılarını diagnostik amaçla inceleyen bir görüntüleme yöntemidir. Çoğunlukla yumuşak dokuların incelenmesinde yararlanılan bu yöntem diğerlerinin aksine iyonize radyasyon yerine ses dalgalarını kullanır (196).

Son yıllarda ultrasonografi yönteminin, tıbbın birçok farklı alanının yanı sıra dişhekimliğinde de özellikle endodontik kökenli kemik lezyonlarının tanısında kullanıldığı bildirilmektedir. Cotti ve arkadaşları (2002, 2006) yaptıkları çalışmalarda, ultrason kullanılarak endodontik kökenli kemik lezyonlarının patolojik

yapısına yönelik konulan tanıların (kist ve/veya granulom) histopatolojik incelemelerle uyuşmakta olduğunu saptamıştır (32,33). Gundappa ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaların sonuçları da bu bulguları destekler niteliktedir (55).

Yapılan çalışmalar, ultrason görüntüleme yönteminin kemik lezyonlarının tanısı konusunda destekleyici bir rolü olduğunu ortaya koysa da, bu yöntem kesin tanıya ulaşmak için tek başına yeterli değildir. Bu yöntemde, incelenecek dokuya yönlendirilen ses dalgalarının dokuya temasından sonra geri yansması gereklidir. Eğer ses dalgaları doku tarafından absorbe edilirse görüntü oluşmaz. Hava, kemik ve kalsifiye dokuların düşük frekanslı ultrason dalgalarını absorbe etmesi, ultrason tekniğinin tanısal kapasitesini sınırlar. Bu nedenle spesifitesi kemik sintigrafisine benzer şekilde düşük olan ultrason yönteminin diğer ileri görüntüleme yöntemleri ile desteklenmesi sonrasında spesifik tanıya ulaşılabilir (196).

1.1.5. Periapikal kemik lezyonları:

Periapikal bölge dişin pulpa dokusuyla çok yakın komşuluktadır. Eğer vital ya da nekrotik kaynaklı bir enflamasyon söz konusu ise, kök kanalından periapikal bölgeye yayılan irritan ajanlara karşı peripikal dokularda bir enflamatuvar cevap oluşur. Akut ya da kronik bir süreçte gerçekleşen enflamasyon sonucu oluşan ürünler periapikal bölgede irritasyona neden olur, bunun sonucunda söz konusu bölgede kemik yıkımı meydana gelir.

Bu süreç içerisinde hastada ortaya çıkan klinik semptomlar ile pulpadaki enflamasyon arasında bir paralellik her zaman için söz konusu değildir (21,143) Block ve arkadaşları (1979) yaptıkları çalışmada, pulpadaki inflamasyon ve ağrı semptomu arasında bir korelasyon saptayamamışlardır. Langeland ve arkadaşlarının (1977) yaptığı çalışmada ise, vitalite testine, palpasyon ve perküsyona normal yanıt

veren pulpa dokusunun histolojik olarak yapılan incelemesinde enflamasyon bulgularına rastlanmıştır (90).

1.1.5.1. Periapikal kemik lezyonlarının radyografik özellikleri:

Kök kanalından kaynaklı enflamasyona bağlı olarak periapikal bölgede meydana gelen kemik yıkımı bölgesinde x-ışınlarının penetrasyonu daha fazladır. Yani yıkım bölgesi görüntülenirken periapikal filme daha fazla X-ışını ulaşmaktadır. Bu nedenle radyografik film üzerinde kemik yıkımı olan bölge radyolüsent olarak izlenir. Periapikal bölgede gözlenen inflamasyon akut ya da kronik seyirli olmasına bağlı olarak farklı radyografik bulgular gösterebilir.

Periapikal lezyonun erken dönemdeki radyografik belirtisi periodontal ligamentin genişlemesidir. Bu durum kök rezorpsiyonu ile gelişebilse de çoğunlukla lamina duranın devamlılığı kaybetmesine bağlı olarak oraya çıkar. Yavaş gelişen kronik lezyonlarda, lezyon büyüdükçe lamina dura lezyonun gelişimine paralel olarak diş kökünden uzaklaşır, yani lamina duranın devamlılığında bir bozulma olmaz, lezyonun etrafı lamina dura ile çevrili olarak kalır.

Lezyonların periapikal bölgedeki görüntüsü ve lokalizasyonu değişkenlik gösterir. Söz konusu lezyon bulanık ve komşu kemik dokusuyla iç içe bir görüntü sergileyebildiği gibi, lamina dura ile çevre dokudan kesin şekilde ayrılmış bir görüntü ile de karşımıza çıkabilir. Radyolüsensinin sınırları düz ya da düzensiz olabilir. Lezyonun koyuluğu fazla ya da komşu kemik dokusuyla benzer grilik derecesine sahip olabilir (52).

1.1.5.2. Periapikal kemik lezyonlarının radyografik tanısını etkileyen faktörler:

Periapikal bölgedeki kemik kaybının radyografik olarak gözlenebilmesini sağlayan faktörleri saptamak amacıyla yürütülen çalışmalarda en önemli faktörün kemik kaybının miktarı ve karakteri olduğu saptanmıştır (18,97,141,159,160).

Yapılan çalışmalarda kemik defektinin varlığı bilinmesine karşın lezyonları radyografik olarak saptamanın mümkün olmadığı sonucuna varılmıştır. Ancak, periapikal patolojilerin radyografik olarak gözlenebilir hale gelmesi için ne miktarda ve hangi karakterde kemik kaybı olması gerektiğine yönelik henüz tam bir uzlaşma sağlanamamıştır. Bu amaçla gerçekleştirilen çalışmaların bir kısmında kemik lezyonlarının görünür hale gelebilmesi için söz konusu lezyonun kortikal kemiğin iç ya da dış yüzüne kadar ilerlemesi gerektiği savunulmaktadır (18,141,160). Ancak, bu bulgular spongiöz kemikle sınırlı periapikal lezyonların da radyografik olarak saptanabildiğini vurgulayan Shoha (1974) ve Lee ve Messer'in (1986) bulgularıyla çelişmektedir (97,159).

van der Stelt (1985) ise, insan gözünün densitedeki küçük değişiklikleri saptama yeteneği üzerine yaptığı araştırmada; homojen bir alt yapı üzerinde yer alan az miktarda densite değişikliklerinin göz tarafından saptanabildiğini ancak, alt yapı trabeküler kemik yapısı gibi kompleks ve düzensiz olduğunda söz konusu densite değişikliklerinin göz ile saptanmasının zorlaşacağını belirtmiştir. Bu çalışması ile periapikal kemik lezyonu ve onu çevreleyen yapılar arasındaki densite farklılıklarının saptanmasının güç olduğunu ortaya koymuştur (181).

Periapikal lezyonların radyografik tanısını etkileyen faktörler arasında kemik yıkımı miktarının yanı sıra, projeksiyon geometrisi ve kullanılan görüntüleme sisteminin çözünürlüğü de sayılmaktadır (26,181).

Projeksiyon geometrisi özellikle periapikal radyolüseninin boyutlarını etkileyen faktörler arasındadır. Periapikal film çekimi sırasında filmin dişe paralel yerleştirilmemesi; periapikal lezyonun boyutlarının gerçeğe göre farklı izlenmesine neden olur. Diğer kısıtlayıcı faktör ise dişin kökünün şeklidir. Dişin apeksinin bukkal ya da lingualde konumlanması, periapikal bölgedeki herhangi bir patolojinin dişin kökü üzerine süperpoze olmasına neden olur, bu da periapikal bölgenin radyografide net olarak görülmesini engeller.

Periapikal lezyonların görülebilirliğini etkileyen faktörlerden bir diğeri ise gerilim (kVp), akım şiddeti (mA) gibi radyografik yöntem uygulaması sırasında kullanılan teknik parametreleridir. Kilovoltajın yüksek olması, görüntülenene objeye ilişkin daha geniş bir kontrast skalası oluşmasını dolayısı ile komşu dokular ile grilik derecesinde küçük değişiklikler olan periapikal lezyon olgularının daha kolay tanınmasını sağlar (174). Fakat aynı avantaj miliamper için geçerli değildir. Miliamper değerinin yüksek olması, lamina dura ve diş kökü gibi bölgelerin radyografik görüntüsünün bozulmasına neden olur. Periodontal ligament kalınlaşmış gibi gözlenir. Dişin kökü ve çevre dokular normal görünümde olmasına rağmen lamina dura devamlılığını kaybetmiş gibi izlenir (174).

Bazen tüm teknik parametreler doğru olsa da, periapikal bölge net bir şekilde gözlenemeyebilir. Bu durumda maksiler sinüs, mental foramen ya da mandibular kanal gibi anatomik oluşumların radyografik görüntüde dişin apeksi üzerine süperpoze olması periapikal lezyonların görülebilirliğini olumsuz yönde etkileyen bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Mental foramen mandibular premolar dişlerin apeksine yakın komşuluğu nedeniyle sınırları belirgin bir radyolüseni şeklinde görüntü verebilir. Aynı durum insiziv foramen içinde geçerli olabilir (175).

Periapikal lezyonların radyografik olarak tanısını etkileyen diğer faktör ise, kullanılan görüntüleme sisteminin çözünürlüğüdür. Periapikal filmlerin uzaysal çözünürlüğü piyasada mevcut olan birçok görüntüleme sisteminden yüksektir. Fakat 3. boyuta yönelik bize bilgi veremeyen bu görüntüleme sistemi; lezyon tanısını etkileyen faktörler içinde söz edilen dişin anatomisinden ya da anatomik oluşumların süperpozisyonundan kaynaklı problemler karşısında yetersizliğini korumaktadır. Bu aşamada, mevcut patolojinin internal yapısını, dişin kökü ve komşu anatomik dokularla olan ilişkisini belirleyen, 3. boyuta ait bilgi sağlayan görüntüleme tekniklerine ihtiyaç vardır. Bu noktada hastaya ulaşan radyasyon dozunun birçok yöntemle göre göreceli olarak düşük olduğu, dental patolojilerin tanısı amacıyla üretilen ve görüntü kalitesinin milimetreden küçük boyutlardaki patolojileri seçmeye olanak tanıyan CBCT teknolojisi önemli bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır.

CBCT teknolojisinin dişhekimliği kapsamındaki birçok oral ve dental patolojileri saptama performansının gerek *in vitro* gerek *in vivo* çalışmalarla değerlendirildiği çok sayıda çalışma mevcut olmasına karşın, periapikal lezyonların tanısı ve saptanabilirliği yönünden dijital ve konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığı çalışmaların sayısı sınırlıdır (102,162,163).

Bu konuda yapılmış tek *in vitro* çalışma Stavropoulos ve arkadaşlarına aittir. Frez kullanılarak oluşturulan yapay kemik defektlerinin saptanabilirliği NewTom 3G CBCT sistemi, CCD sensör ve periapikal filmler ile elde edilen görüntülerde karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiş, NewTom 3G CBCT sisteminin diğer iki görüntüleme sisteminden daha iyi sonuç verdiği saptanmıştır (163). Ancak, frez kullanılarak oluşturulan kemik defektlerinin sınırları düzgün ve belirgin bir radyografik görüntü sergilediği dolayısı ile doğal bir lezyona kıyasla daha kolay

saptanabildiği; çalışmayı yürüten araştırmacılar tarafından da makalenin tartışma bölümünde irdelenmiştir (163).

Lofthag-Hansen ve arkadaşları (2007) ise, endodontik problemleri olan 36 hastaya ait 46 dişin periapikal film ve 3DX görüntüleme sistemi ile elde edilen görüntüleri periapikal lezyon varlığı yönünden değerlendirmişlerdir. Periapikal filmler ile alınan görüntülerde çalışmaya dâhil edilen dişlerin köklerinde 53 adet periapikal lezyon saptanırken, 3DX ile alınan görüntülerde buna ilaveten 33 diş kökünün daha periapikal lezyona sahip olduğu bulunmuştur (102). CBCT teknolojisi lehine sonuçlar veren bu çalışmada 3DX görüntüleme sistemi sadece periapikal film tekniği ile karşılaştırılmıştır. CBCT teknolojisinin periapikal lezyonların tanısı ve saptanabilirliği yönünden günümüzde kullanılan dijital dental görüntüleme sistemleri ile karşılaştırılması yapılmamıştır.

CBCT teknolojisinin periapikal lezyonların tanısı ve saptanabilirliği yönünden değerlendirildiği bir diğer çalışma ise Simon ve arkadaşlarına aittir. 2006 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada boyutları 1x1 cm'den daha büyük olan 17 peripikal lezyondan NewTom 3G cihazı ile elde edilen görüntüler üzerinde gerçekleştirilen gri değeri ölçümleri ile lezyonların patolojik yapılarına ilişkin tanı konulmaya çalışılmıştır. Histopatolojik incelemelerle yapılan karşılaştırmalar sonucunda, çalışmaya dâhil edilen 17 lezyonun 13'ünde CBCT görüntülerinin konulan tanılarla uyum içinde olduğu gözlenmiştir (162).

In vivo koşullarda gerçekleştirilen bu çalışmada, CBCT teknolojisinin periapikal lezyonların tanısı ve saptanabilirliği yönünden dijital ve konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırılmasından ziyade görüntüler üzerinde gerçekleştirilen gri değeri ölçümleri ile patolojik yapılarına ilişkin tanı konulmasının mümkün olup olmadığı araştırılmıştır.

Periapikal lezyonların saptanabilirliği ile ilgili olarak gerçekleştirilen sınırlı sayıdaki çalışma değerlendirildiğinde, birçoğunda tercih edilen CBCT cihazının Newtom 3G olduğu göze çarpmaktadır. Oysa Newtom 3G cihazı ile karşılaştırıldığında voksel boyutunun daha küçük olmasına bağlı olarak görüntü çözünürlüğü daha iyi olan Accu-I-Tomo 3DX cihazının (34) periapikal lezyonların tanısı ve saptanabilirliği yönünden dijital ve/veya konvansiyonel yöntemlerle *in vitro* koşullarda karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya dental literatürde rastlanmamıştır.

1.1.5.3. *In vitro* koşullarda periapikal kemik defektleri oluşturmak için kullanılan yöntemler:

Literatürde farklı görüntüleme sistemlerini yapay olarak oluşturulan periapikal kemik defektlerinin saptanması açısından karşılaştırmalı olarak değerlendiren çok sayıda *in vitro* çalışma bulunmaktadır (84,85,86,109,137,163,164,189,201).

Adı geçen *in vitro* çalışmaların yöntemleri kemik defektlerini oluşturma amacıyla değerlendirildiğinde dişlerin apikal bölgelerinde periapikal lezyonları simüle etmek üzere oluşturulan kemik defektlerinin ya frezler yardımıyla (137,164,201), ya da kimyasal ajanlarla kavitasyon yaratarak oluşturulduğu belirlenmiştir (84). Bunun yanısıra her iki yöntemin kombine kullanıldığı çalışmalar da literatürde yer almaktadır (142,149). Bu çalışmaların bulguları ve sonuçları kimyasal ajanlar kullanılarak oluşturulan kemik defektlerinin düzensiz, silik sınırları ve homojen olmayan yapıları nedeni ile klinikte gözlenen doğal lezyonlara eşdeğer radyografik görüntü verdiğini destekler niteliktedir (201). Bunun yanısıra, frezlerle oluşturulan defektlerin sınırlarının çok keskin olması, şekillerinin çok düzgün ve simetrik olması radyografik olarak saptanmalarını çok kolaylaştıran bir özellik olduğu birçok araştırmacı tarafından vurgulanmaktadır (84,109,163). Bu çalışmalardan

elde edilen sonuçlar ışığında doğal lezyonlar ile maksimum düzeyde benzerlik yakalamak amacıyla çalışmamızdaki kemik defektlerinin kimyasal ajanlar kullanarak oluşturmasına karar verilmiştir.

Kimyasal ajanlar kullanılarak oluşturulan periapikal lezyonların sert dokular üzerinde demineralizasyon etkisi hızlı olan bir asit ile oluşturulması savunulmaktadır (176). Yapılan literatür araştırması sonucunda farklı çalışmalarda bu amaçla fosforik asit ile perklorik asit kullanıldığı saptanmıştır (109,176). Kullanılan asitin türü dışında, uygulanma yöntemleri de bu konuda farklılık göstermektedir.

Tirrell ve arkadaşları 6 kadavra çene üzerinde yapay yolla kemik defektleri oluşturabilmek için %70'lik perklorik asitten yararlanmışlardır (176). Fakat bu çalışmada frezler yardımıyla oluşturulan kavitasyonlarda kemiğin trabeküler kısmından yapılan aşındırmaların aksine, kemik defektleri kortikal kemiğin lateral yüzüne asit uygulanarak oluşturulmuştur. Araştırmacılar defektin lokalizasyonunun tam olarak dişin periapikal bölgesine denk gelmesi için 4 mm çapında bir kurşun parçasından yararlanmışlardır. Kurşun parçanın yerleştirilmesini takiben alınan radyografi ile, asit uygulanacak bölgenin doğruluğunu kontrol etmişlerdir (176).

Klinikte hastalarda gözlenen periapikal lezyonlar dişin apikal bölgesindeki trabeküler kemikten başlayarak genişleyerek kortikal kemiğe doğru gelişim gösterdiği bilinmektedir. Buna göre Tirrell ve arkadaşları tarafından uygulanan tekniğin periapikal lezyonun oluşup ilerleme seyrini tam olarak yansıttığı söylemek güçtür. Ayrıca, defektin tam olarak oluşturulacağı bölgenin tekrar tekrar alınan radyografilerle saptanmaya çalışılması sıkıntı verici ve zaman kaybı yaratan bir süreçtir.

Meier ve arkadaşları (109) ile Koenig ve arkadaşlarının (84) yaptıkları çalışmalarda periapikal bölgede yapay kemik defektleri oluşturmak için kullanılan

teknik klinikte gözlenen lezyonları daha iyi yansıtır niteliktedir. Araştırmacılar Tirrell ve arkadaşlarının (176) uyguladıkları tekniğin aksine periapikal bölgedeki kemik defektlerini periapikal bölgedeki trabeküler kemikten dış yüzeyde yer alan kortikal kemiğe yayılacak şekilde oluşturmuşlardır. Bunun için kadavra çenelerde çekimini gerçekleştirdikleri dişlere ait alveoler soketin tabanına %70'lik perklorik asit emdirilmiş pamuk pelet yerleştirmişlerdir. Belirlenen zaman dilimlerinde asit uygulamasının tekrarlanmasıyla, diş pulpasından kökenli bir enflamasyonun periapikal bölgede trabeküler kemikten kortikal kemiğe doğru zamanla ilerlemesi gibi; klinik ortamı daha iyi yansıtan bir *in vitro* çalışma ortamı oluşturulmuştur (84,109).

Farklı görüntüleme sistemlerini yapay olarak oluşturulan periapikal kemik defektlerinin saptanması açısından karşılaştıran çok sayıdaki çalışma değerlendirildiğinde; periapikal bölgedeki yapay kemik defektlerinin kimyasal ajanlar kullanılarak oluşturulduğu çalışmaların (84,109), kemik defektlerinin frezler yardımıyla oluşturulduğu çalışmalardan sayıca az olduğu göze çarpmaktadır (85,86,137,163,164,189). Dental literatürde gerek dijital gerekse konvansiyonel görüntüleme sistemlerinin tanısallık kapasitesinin periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği çok sayıda çalışma mevcut iken, CBCT teknolojisinin periapikal lezyonların tanısı yönünden dijital ve konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığı çalışmaların sayısının sınırlı olduğu saptanmıştır (102,163).

Bu çalışmanın amacı; Accu-I-Tomo 3DX CBCT sistemi, Digora fosfor plak sistemi ve F hızındaki filmler olmak üzere 2 ve 3 boyutlu görüntüler oluşturan 3 farklı radyografik görüntüleme yöntemini, kimyasal yolla oluşturulan periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

BÖLÜM 2

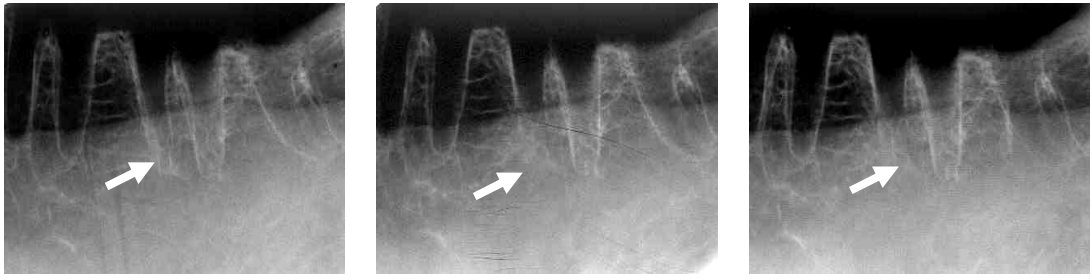
GEREÇ-YÖNTEM

2.1. Periapikal kemik defektlerinin oluşturulması için gerçekleştirilen ön çalışmalar:

Kimyasal ajanlar kullanılarak oluşturulan kemik defektleri doğal lezyonlara benzer yapıdadır ve benzer radyografik özellikler taşımaktadır. Bu nedenle çalışmamızda kadavra mandibulalarda *in vitro* koşullarda periapikal kemik defektleri oluşturmak için kimyasal yöntemin kullanılması benimsendi. Doğal lezyonların oluşumuna benzerlik gösterdiği için kimyasal ajanın (asitin) dişlerin periapikal bölgesine pamuk peletler yoluyla uygulanmasına karar verildi.

Ön çalışmalar yoluyla asit uygulama tekniği ile alınan kararlardan sonra, çalışmamızda kullanılacak asit türünün seçilmesi aşamasına gelindi. Bu amaçla 2. molar dişlerin alveoler soketlerine yerleştirilen pamuk peletler fosforik asit ve perklorik asit olmak üzere 2 farklı asit türü ile ıslatılarak; kadvralara ait alveoler kemiklerde oluşturduğu defektler karşılaştırıldı.

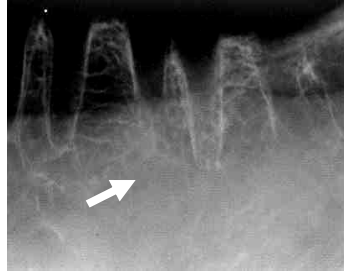
0,05 ml asit emdirilmiş pamuk peletler yarımşar saat aralıklarla 3 saat boyunca alveoler soketlerde bırakıldı. Yarım saatte bir alınan radyografilerde, fosforik asitin kadavra mandibulalarda kolayca penetrasyon göstererek kemik dokusunu hızla erittiği ve oluşan defektlerin çok geniş, radyografik olarak kolay seçilebilen defektler olduğu gözlemlendi (Resim 12).



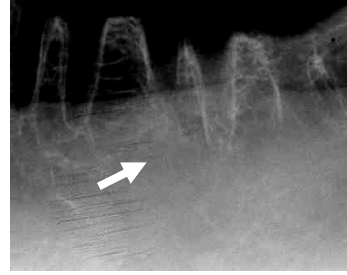
0 saat

30 dakika

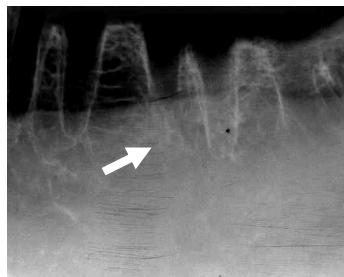
1 saat



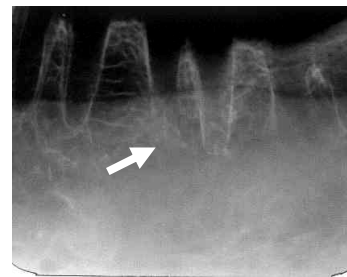
1,5 saat



2 saat



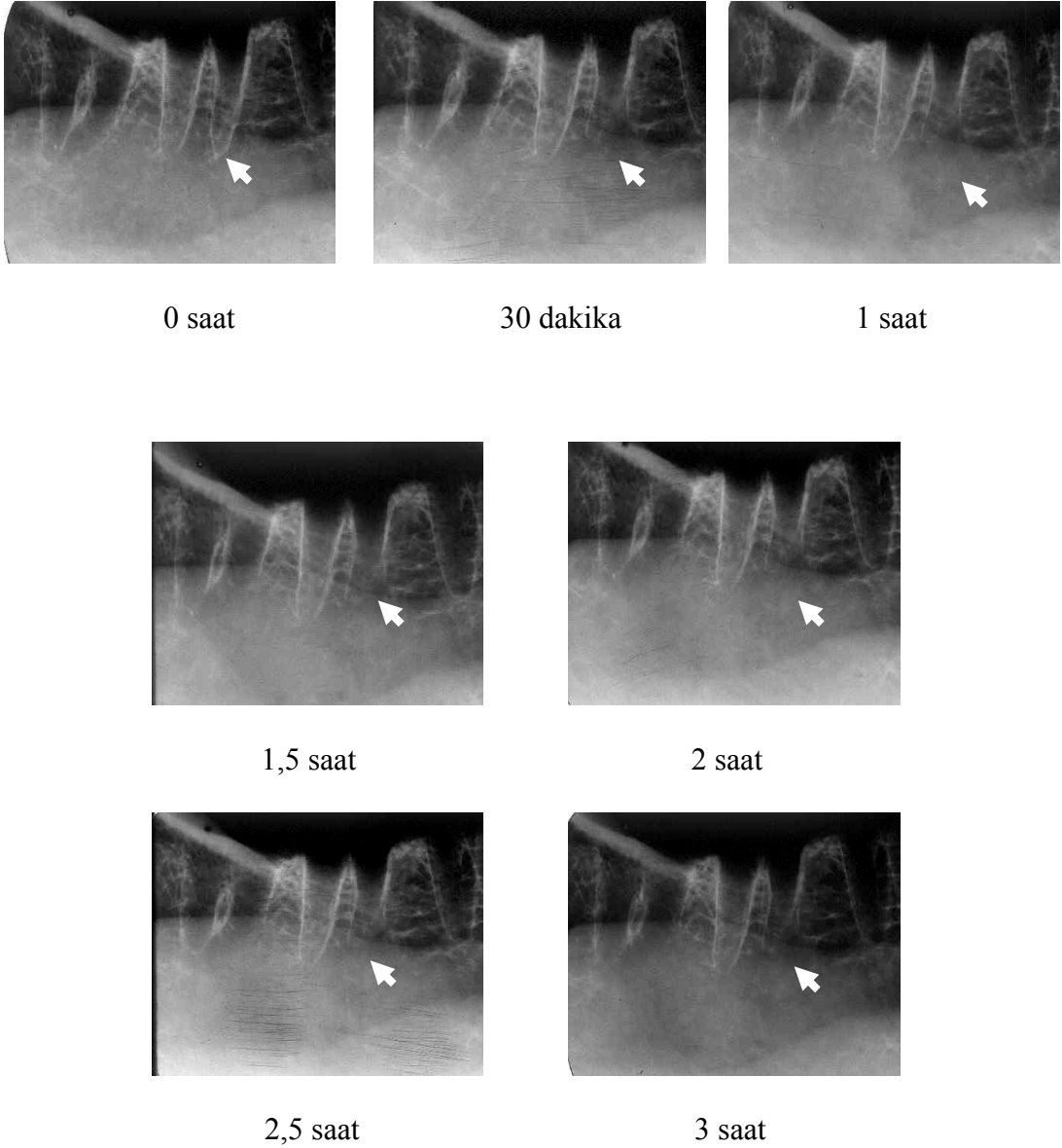
2,5 saat



3 saat

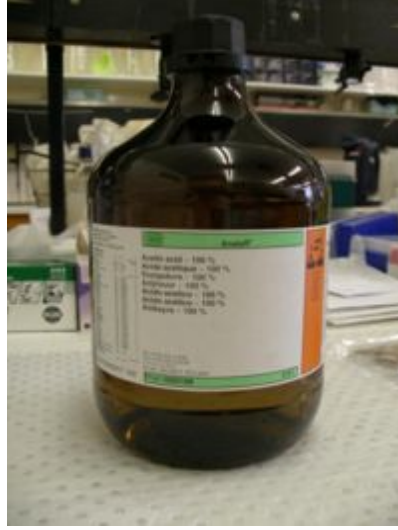
Resim 12: Fosforik asidin farklı sürelerde uygulaması sonrasında oluşan defektlere ait radyografik görüntüler

Benzer şekilde perklorik asit ile yapılan uygulamalarda ise asidin daha yavaş penetre olduğu ve klinikte gözlediğimiz doğal lezyonlara eşdeğer özellikte radyografik görüntülerin elde edildiği izlendi (Resim 13).



Resim 13: Perklorik asidin farklı sürelerde uygulanması sonrasında oluşan defektlere ait radyografik görüntüler

Asit türünü seçmek amacıyla yaptığımız ön çalışmadan elde edilen radyografik görüntüler ışığında, çalışmamızda periapikal lezyonlarının oluşumu için, %70'lik perklorik asit (Merck KGaA, Darmstadt, Almanya) kullanımı tercih edildi (Resim 14).



Resim 14: Çalışmamızda kullanılan %70'lik perklorik asit

Asit emdirilmiş pamuk peletin alveoler sokete yerleştirilme şekline karar vermek amacıyla 2. ön çalışma gerçekleştirildi. Bu amaçla, bir grup alveoler soket içine önceden asit emdirilmiş pamuklar yerleştirilirken, diğer gruptaki alveoler soketlere pamuklar kuru olarak yerleştirilip, soket içindeki pamuğa ince uçlu bir enjektör yardımıyla eşit miktarda asit uygulandı. Önceden asit emdirilmiş pamukların soket içerisine yerleştirilmesi yönteminde asit emdirilmiş pamuğun soketin apikaline kadar ilerletilmesi süresince alveoler soketin kökün koronal ve orta üçlüsüne denk düşen lateral duvarları ile de temasta olması, asitin sadece alveoler soketin apeksi ile temas etmesini sağlamada başarısız olunmasına neden oldu. Oysaki kuru pamuk peletlerin soket içine yerleştirilip enjektör ile ıslatılması yönteminde, pamuk pelet asit ile ıslatılmadan önce soket içerisine yerleştirildiği için, enjektör

yardımıyla uygulanan asitin alveoler soketin kökün orta üçlüsüne denk düşen lateral duvarlarına değil, doğal lezyonların oluşumuna benzer olarak kökün apikal üçlüsünden komşu alveoler kemiğe doğru homojen olarak yayıldığı görüldü. Bu sonuç doğrultusunda çalışmamızda doğal lezyonlara benzerlik göstermesi bakımından en uygun yöntemin kuru pamuk peletlerin alveoler soketin apeksine yerleştirilmesi ve asit uygulamasının bir enjektör aracılığıyla yapılmasına karar verildi.

Ön çalışmalarımızın gerçekleştirilmesi süresince asit uygulamaları için seçilen 2. molar dişlerin kök anatomilerine bağlı olarak alveoler soketlerinin de eğimli olmasından dolayı asit emdirilmiş pamuğun tam olarak apeks bölgesine adapte edilemediğini görüldü. Bunun sonucunda da, asit uygulaması sonrasında oluşan defektin alveoler soketin apeksine değil soketin lateral duvarlarından trabeküler kemiğe doğru geliştiği gözlemlendi.

Bu sorunu çözmek için molar dişler yerine tek ve düz köklü dişler üzerinde asit uygulamalarının gerçekleştirilmesine karar verildi. Böylece gerçekleştirilen üçüncü ön çalışmada mandibular 2. premolar dişler çalışma alanı olarak belirlendi (Resim 15). Mandibular 2. premolar dişlerin alveoler soketlerine yerleştirilen pamuk peletlerin perklorik asit ile ıslatılması sonrasında alınan radyografilerde, defektin yayılımının alveoler soketin apeksinden trabeküler kemiğe doğru olduğu ve kortikal kemiğe doğru genişleme gösterdiği izlendi. Asidin enjektörle uygulanması da defektin alveoler soketin lateral duvarlarından değil, soketin apeksinden trabeküler kemiğe doğru yayılmasını sağladı. Bu bulgular ve ön çalışmalardan elde edilen radyografik görüntüler ışığında çalışmamızda mandibular premolar dişlerin uygulama alanı olarak kullanılmasına karar verildi (Resim 15).



0 saat



30 dakika



1 saat



1,5 saat



2 saat



2,5 saat

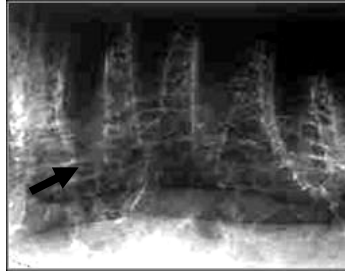


3 saat

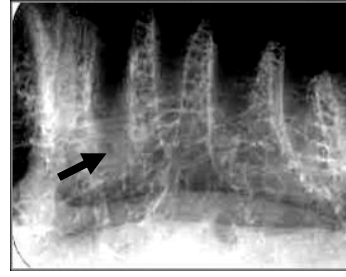
Resim 15: Premolar dişlerin periapikal bölgelerinde farklı sürelerde asit uygulaması ile oluşturulan defektlere ait radyografik görüntüler

Uygulanacak asitin cinsi, asit uygulama yöntemi ve çalışmanın gerçekleştirileceği dişler belirlendikten sonra asitin soket içindeki uygulanma süresini saptamak amacıyla 4. ön çalışma gerçekleştirildi. Bunun için asit emdirilmiş pamuk peletler 30 dakika, 1 sa., 1,5 sa., 2 sa., 2,5 sa., 3 sa., 4 sa., 6 sa. ve 8 sa. olmak üzere 9 farklı sürede alveoler soketlerin tabanına uygulandı. Farklı sürelerde gerçekleştirilen asit uygulamaları sonrasında elde edilen radyografik görüntüler hiç asit uygulanmamış mandibulaların görüntüleri ile karşılaştırıldı. Skorlama 2 dental radyolog ve 1 endodontist tarafından standart koşullarda; lezyon yok (0), lezyon var (1) şeklinde 2 dereceli bir skala ile gerçekleştirildi.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda 2 saatin üzerinde asit uygulanan örneklerde, periapikal bölgede oluşan defektin çok büyük olduğu ve tüm gözlemciler tarafından tüm radyografik yöntemlerle kolaylıkla saptanabildiği belirlendi. Büyük lezyonlar tüm görüntüleme yöntemleri ile kolayca saptanabildiği için ve amacımız küçük boyuttaki kemik defektlerini, diğer deyişle periapikal lezyonları erken dönemde saptayabilen en başarılı radyografik yöntemi belirlemek olduğu için; 30 dakika, 1 saat, 1,5 saat ve 2 saatlik sürelerde asit uygulamalarının çalışmamız için yeterli olduğuna karar verildi (Resim 16). Asit uygulanmamış örnekler ise karşılaştırma amacıyla kontrol grubu olarak çalışmaya dâhil edildi.



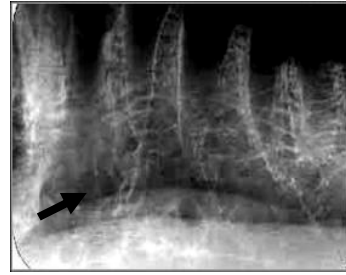
0 saat



2 saat



4 saat



6 saat



8 saat

Resim 16: 2 saat ve daha uzun sürelerdeki asit uygulamalarında premolar dişlerin periapikal bölgelerinde oluşturulan defektlere ait radyografik görüntüler

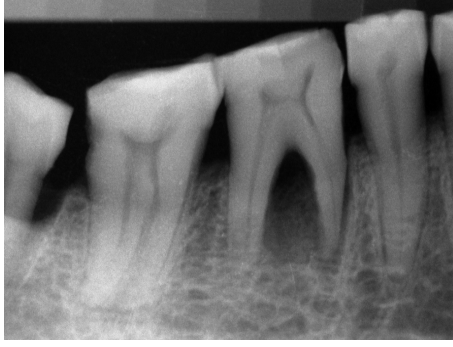
30 dakika, 1 sa., 1,5 sa. ve 2 sa. olarak belirlenen asit uygulama süreleri sonrasında çalışmamızda kullanılan 3 farklı radyografik yöntemle elde edilen görüntüler 2 dental radyolog ve 1 endodontist tarafından standart koşullarda; lezyon yok (0), lezyon var (1) şeklinde 2 dereceli bir skala ile skorlandığında ise, 30 dakika asit uygulanmış tüm örneklerin her 3 gözlemci tarafından da “lezyon yok” olarak değerlendirildiği gözlemlendi.

Çalışmamıza dahil edilen tüm görüntüleme sistemleri ile elde edilen görüntülerde, asit uygulanmamış örnekler ile 30 dakika asit uygulanmış örneklerin radyografik olarak görülebilir bir lezyon oluşturmadığı belirlendi. Çalışmamızın amacı 3 farklı radyografik yöntemi lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmak olduğu için yarım saat asit uygulanmış örnekler ana çalışmaya dahil edilmedi.

Resim 17’de asit uygulanmamış ve 30 dakika asit uygulanmış 45 no’lu premolar diş socketlerinin çalışmaya dahil edilen görüntüleme sistemleri (sırasıyla fosfor plak, periapikal film ve 3DX görüntüleme sistemi) ile elde edilen radyografik görüntüleri izlenmektedir (Resim 17).

Ön çalışmalar sonucunda yapılan değerlendirmelerin ışığında, mandibular premolar dişlerin apikalinde defektler oluşturmak için kuru pamuk peletler alveoler socketlerin apeksine yerleştirilerek, bir damlalık aracılığıyla %70’lik 0,05 ml perklorik asitin 1 saat, 1,5 saat ve 2 saat olarak belirlenen asit uygulama sürelerinde uygulanmasına karar verildi.

Fosfor plak
görüntüleme sistemi



0 saat

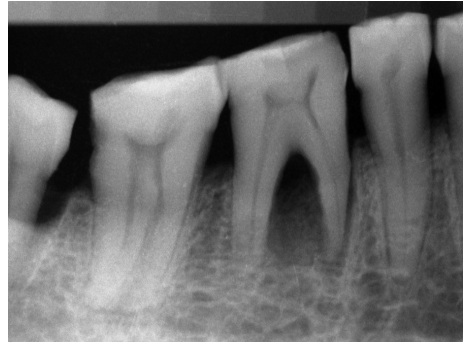


30 dakika

Periapikal film
sistemi

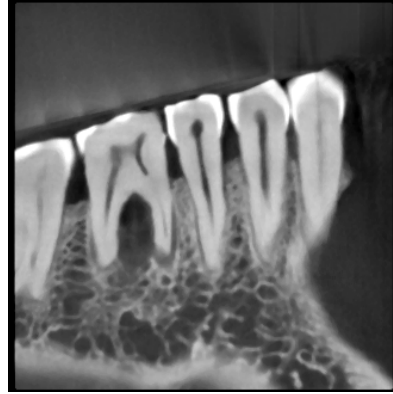


0 saat

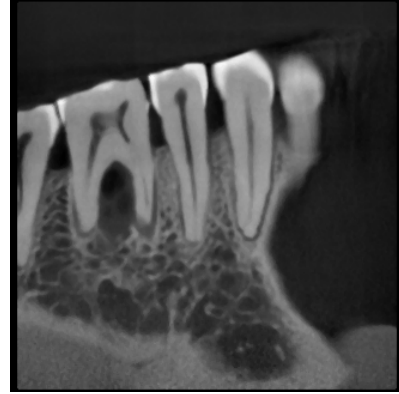


30 dakika

3DX görüntüleme
sistemi



0 saat



30 dakika

Resim 17: Asit uygulanmamış ve 30 dakika asit uygulanmış premolar diş soketlerinin farklı görüntüleme sistemleri ile elde edilen radyografik görüntülerine birer örnek

Resim 18 ve resim 19’da periapikal lezyonların oluşturulması aşamasına ait dzenek izlenmektedir.



Resim 18: Kemik defektlerinin oluşturulması aşamasında kullanılan dzenek



Resim 19: Kemik defektlerinin oluşturulması aşamasında kullanılan dzenek

2.2. Çalışma örneklerinin seçimi ve hazırlanması:

Bu çalışma, premolar-molar dişleri bulunan 12 adet kadavra insan mandibulası üzerinde gerçekleştirildi. Mandibulaların seçimi aşamasında öncelikle, sağ ve sol çene bölgelerine ait radyografik görüntüler alınarak, çalışmaya dâhil edilecek dişlerde herhangi bir periapikal patoloji ya da kök morfolojisi anomalisi olmadığı saptandı. Daha sonra, kadavra çenelerdeki 1. premolar dişlerin minimal kuvvet uygulanarak cerrahi elevatörler yardımıyla çekimi gerçekleştirildi. Çekim aşamasında kırılan 3 adet premolar diş çalışma dışı bırakıldı. Çekim sonrası göz ile yapılan incelemede kök ya da kemik kırığı oluşumuna dair bulgu göstermeyen 21 diş, alveoler soketlerine geri yerleştirilerek periapikal grafileri elde edildi. Böylece dişlerde kök ve/veya kemik kırığı olmadığı hem radyografik hem de görsel olarak kontrol edildi. Minimum travma uygulanarak çekimi gerçekleştirilen 1. premolar dişler, asit uygulaması öncesi alveoler soketlerinden uzaklaştırıldı ve asit uygulama işlemi süresince Resim 20’de gözlenen boş cam kaplar içinde muhafaza edildi (Resim 20).



Resim 20: Asit uygulaması öncesi alveoler soketlerinden uzaklaştırılan premolar dişlerin korunduğu cam kaplar

Dişlerin uzaklaştırılmasını takiben yaklaşık 2 mm çapında hazırlanan pamuk pelet her dişe ait alveoler soketin apeksine yerleştirildi. (Resim 21, Resim 22).

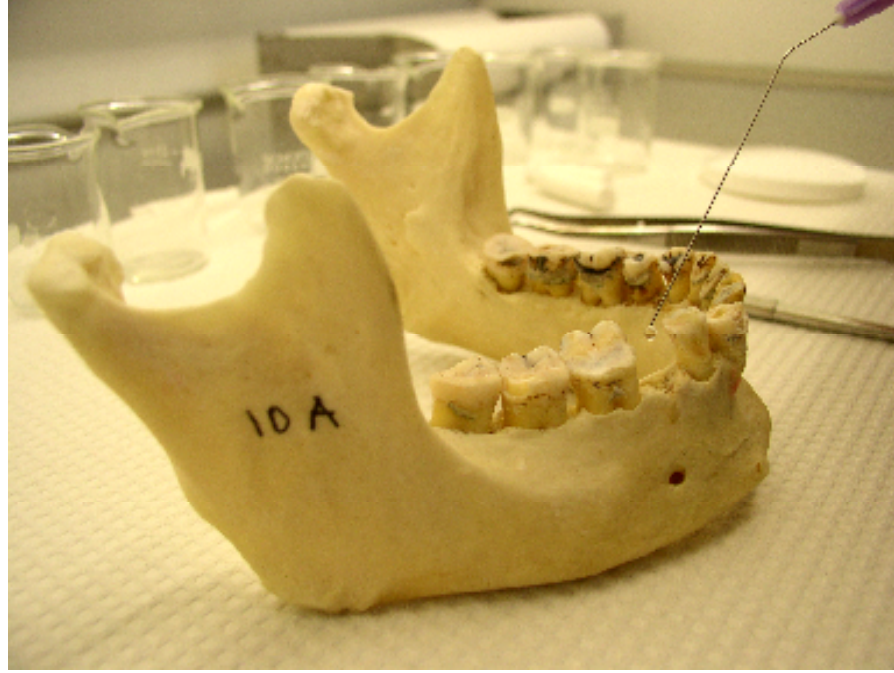


Resim 21: Alveoler soketin apeksine yerleştirilen pamuk peletin görüntüsü



Resim 22: Alveoler soketin apeksine yerleştirilen pamuk peletin görüntüsü

Alveoler soketin apeksine yerleştirilen pamuk peletler, ince uçlu bir enjektör yardımıyla 0,05 ml %70'lik perklorik asitle ıslatıldı (Resim 23).



Resim 23: %70'lik perklorik asitin ince uçlu bir enjektör yardımıyla alveoler sokete uygulanması

Farklı radyografik tekniklerle her görüntüleme öncesinde alveol içinde önceden planlanmış sürede bekletilen asit damlatılmış pamuk peletler alveoler soketten uzaklaştırıldı. Soketin distile su ile yıkanıp temiz ve kuru pamuk peletler yardımıyla kurulanıp demineralize kemik ve asit artıklarından tamamen arındırılmasından sonra, diş tekrar alveoler sokete yerleştirildi (Resim 24).



Resim 24: Asit uygulama periyodu sonrası alveoler soketin temizlenmesi

Kadavra çenelerde asit uygulanarak oluşturulan yapay kemik lezyonları; Accu-I-Tomo (3DX) konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi sistemi (Morita Co Ltd, Tokyo, Japan), Digora[®] Optime (Soredex Corporation, Helsinki, Finland) fosfor plak sistemi ve F hızında filmler (Eastman Kodak, Rochester, NY) kullanılarak standart ışınlama koşulları ve her sistem için üretici firma tarafından saptanmış ışınlama parametreleri kullanılarak görüntülendi. Işınlama işlemleri sonrasında dişler tekrar soketlerinden uzaklaştırıldı, temiz bir pamuk pelet tekrar alveoler sokete yerleştirilip taze asit solüsyonu ile ıslatıldı. Bu işlem her farklı asit uygulama süresi için tekrar edildi. Asitli pamuk alveoler soket içinde 1 saat, 1,5 saat ve 2 saat süre ile bekletildi. Her asit uygulama periyodunun ardından alveoler soketin temizlenme işlemi ve radyografik işlemler benzer şekilde tekrarlandı.

2.3. Radyografik Teknik:

Komşu dişlerle aproksimal temasta olacak şekilde alveoler sokete yerleştirilen dişler ve dişleri taşıyan kadavra mandibulalar silikon kalıplar içine gömüldü ve bu kalıp üzerinde silikon henüz sertleşmeden, çalışmada kullanılacak film ve fosfor plakların yerleştirileceği bir oluk oluşturuldu (Resim 25).



Resim 25: Kadavra mandibulalarının içine yerleştirildiği silikon kalıplar

Böylece, her ışınlama sırasında hem fosfor plakların hem de periapikal filmlerin aynı pozisyonda konumlanması sağlandı. Bunun yanı sıra silikon bloğun bir düzenek üzerine yerleştirilmesiyle, 25 cm olarak belirlenen ışın kaynağı-film mesafesi sabitlendi (Resim 26). F hızındaki filmler ile Digora® fosfor plakları; 1,5 mm Al filtrasyonu olan Gendex 60 KvP ve 7 mA Oralix DC radyografik cihazı (Gendex Dental Systems, Milan, İtalya) kullanılarak ışınlandı. 15 mm kalınlığındaki pleksiglas, yumuşak dokuyu temsil etmek üzere ışın kaynağı ile mandibula arasına yerleştirildi (Resim 26 ve Resim 27).



Resim 26: Silikon bloğun yerleştirildiği düzenek



Resim 27: Düzeneğin üstten görünümü

Digora fosfor plakları ve F hızındaki filmler için sırasıyla 0,12 sn ve 0,25 sn ışınlama süreleri kullanıldı. F hızındaki filmlerin banyo işlemleri, AP-200 otomatik banyo makinası ile (plh Medical Ltd, United Kingdom) 6 dakika sürede 23,5°C derecedeki taze solüsyon kullanılarak tamamlandı. Digora® plakları, ışınlamayı takiben zaman kaybetmeden Digora® Optime-tarayıcı yardımıyla tarandı ve elde edilen görüntüler sisteme ait “*Digora for Windows*” yazılımını kullanılarak dijital ortama aktarıldı (Resim 28).



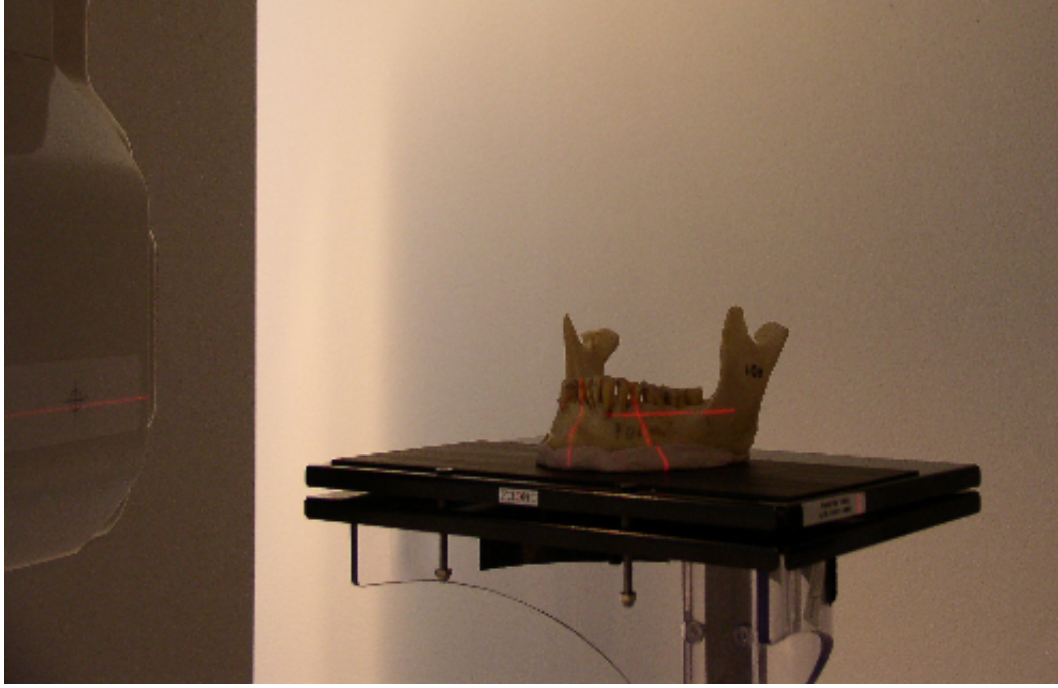
Resim 28: Digora plaklarının ışınlamayı takiben Digora® Optime-tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılması

Konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi görüntüleri, Accu-I-Tomo (3DX) (Morita Co Ltd, Tokyo, Japan) cihazı ile 80 kV ve 1,5 mA ışınlama parametrelerinde elde edildi. Al filtrasyonu 3,1 mm'ye eşdeğer olan cihazın ışınlama süresi ise 17,5 sn idi (Resim 29).



Resim 29: Accu-I-Tomo (3DX) cihazının görüntüsü

Kadavra çeneler; cihazın hastaların başını sabitlemek için kullanılan apacey seviyesinde hazırlanan bir düzenek üzerine yerleştirildi. Görüntü elde edilmeden önce, hasta koltuğu sağa-sola, öne-geriye ve yukarı-aşağı olarak 3 ekseninde hareket ettirilerek, 40 mm çapında, 30 mm yüksekliğinde silindirik prizma şeklindeki görüntüleme alanının sagittal, koronal ve aksiyel kesitlerdeki koordinatlarını gösteren kırmızı rehber ışıkların mandibular premolar bölgeye denk getirilmesi sağlandı. 15 mm kalınlığındaki pleksiglas, yumuşak dokuyu temsil etmek üzere ışın kaynağı ile mandibula arasına yerleştirildi (Resim 30).



Resim 30: 3DX sistemi ile görüntü alırken kadavra mandibulaların yerleştirildiği düzenek

X-ışını görüntü güçlendiricisi (*image intensifier*) ile CCD sensör sisteminin kadavra çenelerin çevresinde 360 derecelik tek bir rotasyon gerçekleştirilmesiyle elde edilen görüntü verilerinden, cihazın özel bilgisayar yazılımının kullanımı ile 85 sn'lik bir rekonstrüksiyon zamanı sonrasında hedef bölgenin 40 cm çap, 30 cm yükseklik ölçülerinde bir silindir prizma şeklindeki hacminin görüntüsü elde edildi. Bir mm kesit kalınlığı kullanılarak, hedef bölgenin aksiyel yönde 30, koronal ve sagittal yönde de 40'ar adet olmak üzere toplam 110 adet kesit görüntüsü elde edildi.

2.4. Değerlendirme:

Elde edilen fosfor plak görüntüleri ile 3DX görüntüleri 17- in'lik yüksek kalitede bir bilgisayar monitörü üzerinde, filmler ise negatoskop yardımıyla standart koşullarda değerlendirildi. Uzmanlık dalı endodonti (3) ve radyoloji (3) olan toplam 6 gözlemci, kimyasal yolla oluşturulan periapikal lezyonların 3 farklı görüntüleme sistemindeki farklı görüntülerini yarı loş bir odada değerlendirdi. Değerlendirmede;

- (1) Lezyon kesinlikle yok
- (2) Lezyon muhtemelen yok
- (3) Lezyon olasılığı var
- (4) Lezyon muhtemelen var
- (5) Lezyon kesinlikle var

şeklinde 5 dereceli bir skala kullanıldı.

Değerlendirme öncesinde gözlemcilere izlemeleri gereken prosedür yazılı olarak verildi. 3 farklı sisteme ait görüntülerin değerlendirilmesinin farklı günlerde ve eşit zaman aralıkları ile yapılmasına zen gösterildi. Görüntü sırası gözlemciler için rastgele seçilerek değiştirildi. Her sisteme ait görüntülerin değerlendirme aşaması her farklı gözlemci için herhangi bir süre kısıtlaması uygulanmadan 1 hafta içinde tamamlandı. Aynı gözlemcinin diğer radyografik sisteme ait değerlendirmesi için 1 hafta beklendi. Gzlemcilerden filmleri ve dijital görüntüleri inceledikten sonra 5 dereceli skala yardımıyla skorumaları ve aynı görüntüye tekrar geri dönmemeleri istendi.

Gözlemciler çalışmada kullanılan fosfor plak ve film sistemlerine ait asit uygulanmamış kadavra görüntülerinin yanısıra 1, 1,5 ve 2 saat süre ile asit uygulanan kadavra çenelere ait görüntüler üzerinde de tek tek yorum yaptı. 3DX görüntüleme sistemine ait 110 farklı (40 koronal, 40 sagittal kesit ile 30 aksiyel kesit) görüntünün tamamı gözlemciler tarafından incelenip irdelendi. Ancak birçok kesitte yapay defektlerin gözlenmediği, dolayısı ile bu kesitlere ait skorları analiz etmek anlamlı olmadığı için her farklı asit uygulama süresi için elde edilen toplam 110 görüntünün içerisinde asit uygulanan periapikal bölgenin en net gözlemlendiği kesite ait görüntüler merkez alındı. Bu merkez görüntüdeki aksiyel, sagittal ve koronal görüntülere ilave olarak merkez kesitin 1 mm önünden ve gerisinden alınmış kesitlerdeki 2 sagittal kesit görüntüsü de skorlamaya dahil edildi. Skorlamaya dahil edilecek kesitlerin seçilmesi için 21 premolar diş bölgesinden alınan asit uygulanmamış görüntülerle birlikte 1, 1,5 ve 2 saatlik asit uygulamasına ait tüm sagittal, koronal ve aksiyel görüntüler dolayısı ile toplam 9240 (4x21x110) kesit görüntüsü gözden geçirilmiş oldu.

Periapikal film ve fosfor plaklarla elde edilen görüntüler ile 3DX görüntüleme sistemi ile elde edilen sagittal düzleme ait kesit görüntüleri dental kavise paralel düzlemde çenelerin mezyo-distal yönünde bilgi vermektedirler. 3DX görüntüleme sisteminin sagittal, koronal ve aksiyel olmak üzere 3 düzleme ait kesit görüntüleri içinde periapikal film ve fosfor plaklara benzer görüntü veren düzlem sagittal düzlem görüntüleridir.

Bu nedenle 3DX görüntüleme sisteminin sagittal düzlemde görüntülediği 40 kesit içerisinde asit uygulaması yapılmış olan premolar diş komşu periapikal kemik dokusunun ve söz konusu dişin apikal bölgesinin en net gözlemlendiği kesit görüntüsünün yanısıra, bu görüntünün 1 mm önünden ve gerisinden alınmış sagittal

düzleme ait kesit görüntüleri de çalışmanın değerlendirme aşamasına dahil edildi. Değerlendirmeye dahil edilmek üzere seçilen aksiyel ve koronal kesit görüntüleri ise lezyonun en net gözlemlendiği kesite ait koronal ve aksiyel görüntüler idi.

Sagittal 3DX görüntülerinin değerlendirilmesinde ve irdelenmesindeki karışıklığı önlemek için; premolar dişin apikalindeki yapay lezyonun uzun aksı boyunca en net gözlemlendiği kesit görüntüsü Sag 0, bunun 1 mm gerisindeki sagittal düzleme ait kesit görüntüsü Sag -1, 1 mm önündeki sagittal düzleme ait kesit görüntüsü Sag +1 olarak isimlendirildi.

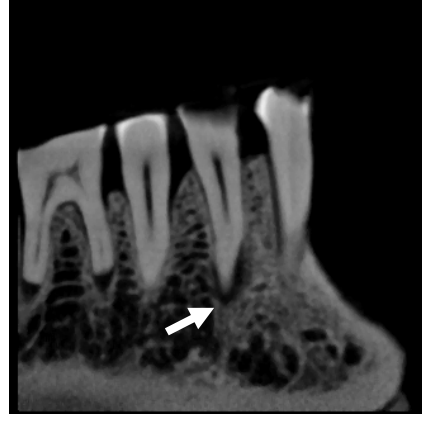
Böylece, 3DX görüntüleme sistemi için sagittal düzleme ait 3 farklı kesit (Sag -1, Sag 0 ve Sag +1), koronal ve aksiyel düzleme ait ise birer kesit olmak üzere, toplam 5 görüntü seçilerek skorlama aşamasına dahil edildi. 3 yöntem birlikte ele alındığında her gözlemci her farklı asit uygulama süresi için 7 farklı görüntü (1 film + 1 fosfor plak + 5 3DX görüntüsü) değerlendirdi.

Sonuç olarak her araştırmacı periapikal filmler ve fosfor plak sistemi için 84'er, 3DX görüntüleme sistemi için ise 420 görüntü değerlendirdi. Her gözlemcinin 3 farklı görüntüleme sistemi için toplam 588 sayıda skorlama yaptığı çalışmamızda 6 araştırmacı tarafından toplam 3528 görüntü skorlaması yapılmış oldu.

Resim 31'de yer alan görüntülerde, 44 nolu dişin periapikal bölgesinde 1,5 saat süre ile %70'lik perklorik asit uygulanarak oluşturulan kemik defektinin 3DX sistemi ile görüntülenmesi sonrasında elde edilen ve değerlendirmeye dahil edilen Sag -1, Sag 0, Sag +1, koronal ve aksiyel olmak üzere 5 kesit görüntüsü izlenmektedir (Resim 31).



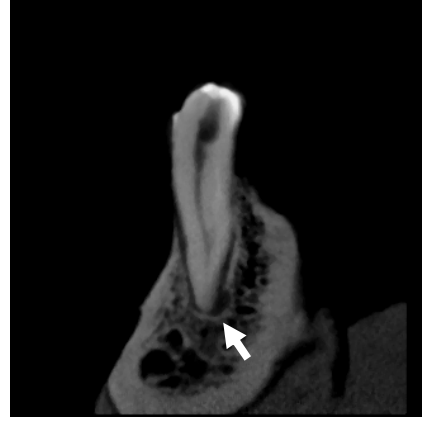
Sag -1 kesit görüntüsü



Sag 0 kesit görüntüsü



Sag +1 kesit görüntüsü



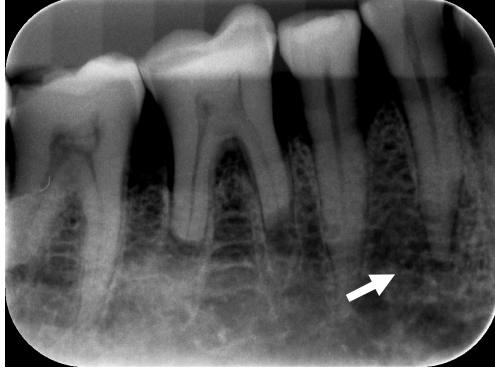
Koronal kesit görüntüsü



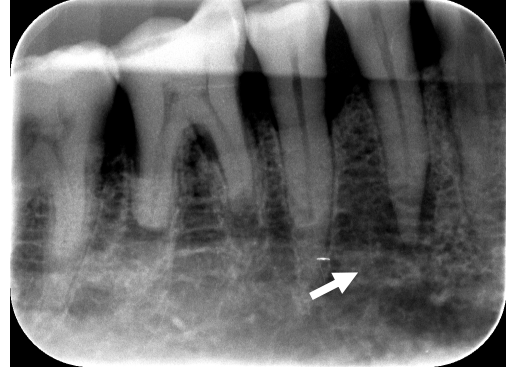
Aksiyel kesit görüntüsü

Resim 31: 3DX görüntüleme sistemi ile elde edilen farklı kesitlere ait görüntüler

Resim 32’de yer alan görüntülerde ise, 44 nolu dişin periapikal bölgesinde 1,5 saat süre ile %70’lik perklorik asit uygulanarak oluşturulan kemik defektinin fosfor plak ve periapikal film ile elde edilen görüntüleri izlenmektedir.



Periapikal film görüntüsü



Fosfor plağa ait dijital görüntü

Resim 32: Digora ve periapikal film ile elde edilen radyografi görüntüleri

2.5. İstatistiksel Analiz Yöntemleri:

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri; NCSS 2000 (NCSS, Utah, USA) paket yazılımı kullanılarak yapıldı. Üç farklı görüntüleme sisteminin, kimyasal yolla oluşturulan periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi için Receiver-Operating Characteristics (ROC) analizi kullanıldı.

Çalışmaya dahil edilen 3 farklı görüntüleme sisteminin farklı sürelerdeki asit uygulamalarında duyarlılık, özgüllük, pozitif olasılık oranı (LR+) , negatif olasılık oranı (LR-) değerleri hesaplandı. ROCFIT programı (Original Fortran program ROCFIT by Charles Metz and colleagues Department of Radiology, University of Chicago, January 1994) kullanılarak ROC eğrilerinin altındaki alanların

hesaplanması ile de, 3 sistemin diagnostik doğruluğu (yeterliliği) belirlendi. Bulgular, $p=0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

Çalışmaya dahil edilen 3 farklı görüntüleme sistemine ait ROC alanlarının 6 gözlemci için elde edilen ortalama değerlerinin karşılaştırılması için Friedman testi kullanılırken, görüntüleme sistemleri arasındaki ikili karşılaştırmalar Mann Whitney-U testi uygulanarak yapıldı ($p=0.05$).

Sistemlerin doğruluğuna yönelik istatistiksel karşılaştırma aşamasında film ve fosfor plak görüntülerine ait ROC eğrisi alanları 3DX sistemi ile elde edilen 5 kesite ait 5 farklı ROC eğrisi alanının (A_Z) ortalaması ile karşılaştırıldı. Bunun yanı sıra 3DX görüntüleme sisteminin farklı kesit görüntüleri ile elde edilen avantaj ve/veya dezavantajları daha net olarak ortaya koyabilmek için, 5 alan içinden saptanan en yüksek ve en düşük A_Z değeri, Digora ve periapikal film sistemlerine ait A_Z değerleri ile ayrı ayrı karşılaştırıldı. Bu aşamada en düşük ve en yüksek alan değerine sahip ROC eğrileri sırasıyla $3DX_D$ ve $3DX_Y$ olarak sembolize edildi.

3DX sistemine ait en düşük ($3DX_D$) A_Z değerinin diğer 2 yöntemin (fosfor plak ve film sistemleri) A_Z değerleriyle ayrı ayrı karşılaştırılması sayesinde 3DX sisteminin tanısal kapasitesi her düzeyde daha objektif olarak test edildi.

Her görüntüleme sistemini farklı asit uygulama sürelerinde kendi içinde karşılaştırmak amacıyla Friedman testi uygulandı. Friedman testi sonucunda fark bulunduğu ise ikili karşılaştırmalar için Dunn's testi yapıldı.

Gözlemciler arası uyum; ağırlıklı kappa testi (K_w) kullanılarak değerlendirildi. Bu değerlendirme aşamasında Landis & Koch'un değerlendirme skalası kullanıldı (Tablo 1) (89).

Tablo 1: Landis & Koch'un değerlendirme skalası

Değerlendirme Skalası	
<0,01	Yetersiz (poor)
0,01–0,20	Zayıf (slight)
0,21–0,40	Orta (fair);
0,41–0,60	İyi (moderate)
0,61–0,80	Oldukça iyi (Substantial)
0,81–0,10	Mükemmel (Almost perfect)

BÖLÜM 3

BULGULAR

Üç farklı görüntüleme sisteminin asit uygulama sürelerine göre duyarlılık (sensitivite), özgüllük (spesifite), pozitif olasılık oranı (LR+) , negatif olasılık oranı (LR-) değerleri Tablo 2’de gözlenmektedir. Genel olarak değerlendirildiğinde, 3DX görüntüleme sistemi ile elde edilen tüm kesitlerde (aksiyel, koronal ve sagittal) sensitivite ve spesifite değerleri; farklı asit uygulama sürelerinin hepsinde diğer radyografik yöntemlere kıyasla yüksek bulundu. Asit uygulama süresi arttıkça bütün görüntüleme sistemlerindeki sensitivite değerlerinin artış eğiliminde olduğu gözlemlendi. LR(+) değeri, 3DX sistemi için tüm asit uygulama sürelerinde genel olarak en yüksek iken, bunu sırasıyla Digora ve periapikal film izlemekte idi.

Bir saatlik asit uygulaması için LR(+) değerleri, 3DX sisteminin kesitlerinde 2,21 ila 2,86 arasında değişirken, Digora ve periapikal film için aynı değer sırasıyla 2,19 ve 1,41 olarak bulundu (Tablo 2).

Bir buçuk saatlik asit uygulaması için ise LR(+) değerleri, 3DX sisteminin kesitlerinde en düşük 2,53 en yüksek 3,19 arasında iken, Digora ve periapikal film için bu değerlerin sırasıyla 2,21 ve 1,87 olduğu gözlemlendi (Tablo 2).

İki saatlik asit uygulaması için saptanan LR(+) değerleri ise 3DX sistemi için 2,57 ila 3,21 arasında değişirken, Digora ve periapikal film için sırasıyla 2,83 ve 1,97 olarak belirlendi (Tablo 2).

Tablo 2: Üç farklı asit uygulama süresine ve 3 farklı görüntüleme sistemine ait sensitivite (SNT), spesifite (SPF), LR – ve LR + değerleri

	1 saatlik asit uygulaması				1,5 saat asit uygulaması				2 saatlik asit uygulaması			
	Sensitivite	Spesifite	LR +	LR –	Sensitivite	Spesifite	LR +	LR –	Sensitivite	Spesifite	LR +	LR –
Fosfor plak	0,73	0,67	2,19	0,40	0,74	0,67	2,21	0,18	0,94	0,67	2,83	0,08
Film	0,68	0,52	1,41	0,62	0,90	0,52	1,87	0,39	0,95	0,52	1,97	0,09
Sagittal -1	0,83	0,65	2,36	0,27	0,90	0,65	2,59	0,15	0,98	0,65	2,80	0,04
Sagittal 0	0,84	0,71	2,86	0,22	0,94	0,71	3,19	0,09	0,98	0,66	2,86	0,04
Sagittal +1	0,85	0,67	2,61	0,22	0,92	0,67	2,83	0,12	0,97	0,67	2,98	0,05
Koronal	0,83	0,63	2,21	0,28	0,94	0,63	2,53	0,09	0,96	0,63	2,57	0,06
Aksiyel	0,80	0,70	2,66	0,28	0,88	0,70	2,92	0,17	0,97	0,70	3,21	0,05

LR(-) değerleri ise, periapikal film için tüm asit uygulama sürelerinde genel olarak en yüksek iken, bunu sırasıyla Digora ve 3DX görüntüleme sistemi izlemekteydi.

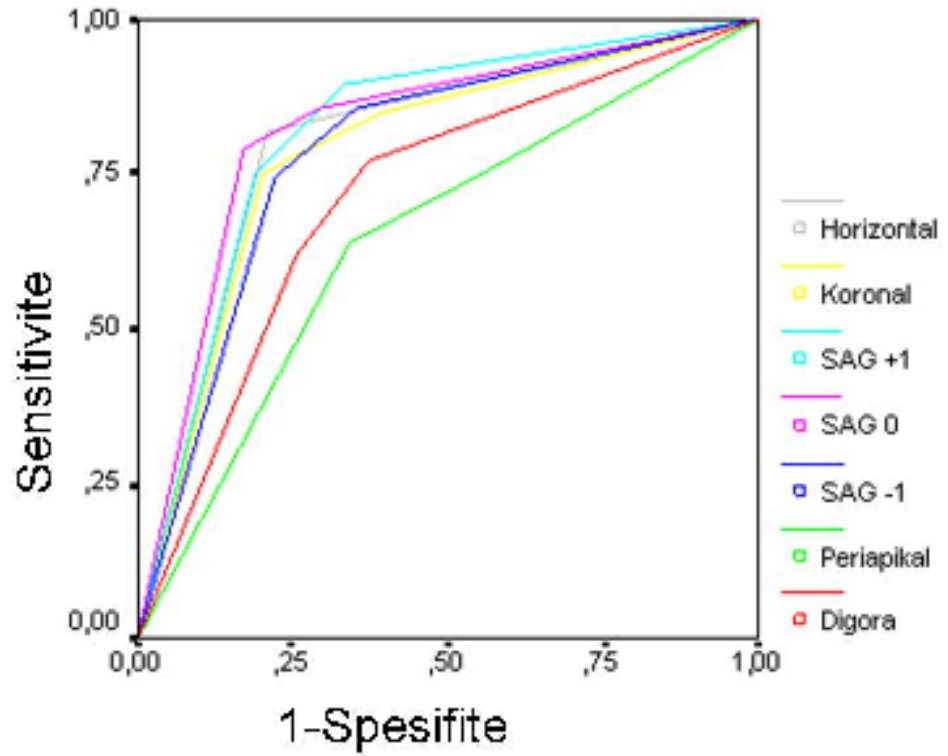
Bir ve 1,5 saatlik asit uygulamaları için LR(-) değerleri, periapikal film için 0,62 ve 0,39 iken Digora görüntüleme sistemi için 0,40 ve 0,18 olarak bulundu. 3DX sistemi kesitleri için ise aynı değer 1 saatlik asit uygulaması için 0,22 ila 0,27 arasında; 1,5 saatlik asit uygulaması içinse 0,09 ve 0,17 arasında değişkenlik göstermekteydi (Tablo 2).

İki saatlik asit uygulaması için saptanan LR(-) değerleri incelendiğinde, en yüksek değerin 0,09 ile periapikal filme ait olduğu saptandı. Digora için elde edilen değer 0,08 iken, 3DX sisteminin kesitlerinde elde edilen LR (-) değerleri 0,04 ila 0,06 arasında değişkenlik göstermekteydi (Tablo 2).

ROCFIT programı kullanılarak Digora ve film sistemlerine ait 1 saat, 1,5 saat ve 2 saat süreli asit uygulamalarına ait ROC eğrileri çizildi ve eğrilerin altında kalan alanlar hesaplanarak 6 gözlemci için ortalaması alındı. Digora ve F-hızındaki film için her asit süresinde tek ROC eğrisi çizilirken, 3DX görüntüleme sistemi için sagittal kesitlere ait 3 ROC eğrisi (Sag -1, Sag 0 ve Sag +1), koronal ve aksiyel kesitlere ait ise birer ROC eğrisi olmak üzere, her asit uygulama süresi için toplam 5 ROC eğrisi çizilerek eğrilerin altında kalan alan hesaplamaları yapıldı. Asit uygulanmamış örneklere ait görüntülere ait veriler, ROC eğrisi alanı değerlerinin hesaplanmasında “*altın standart*” olarak kullanıldı. Farklı asit uygulama sürelerine ilişkin 3 görüntüleme sistemine ait ROC eğrileri Grafik 1, 2 ve 3 de izlenmektedir.

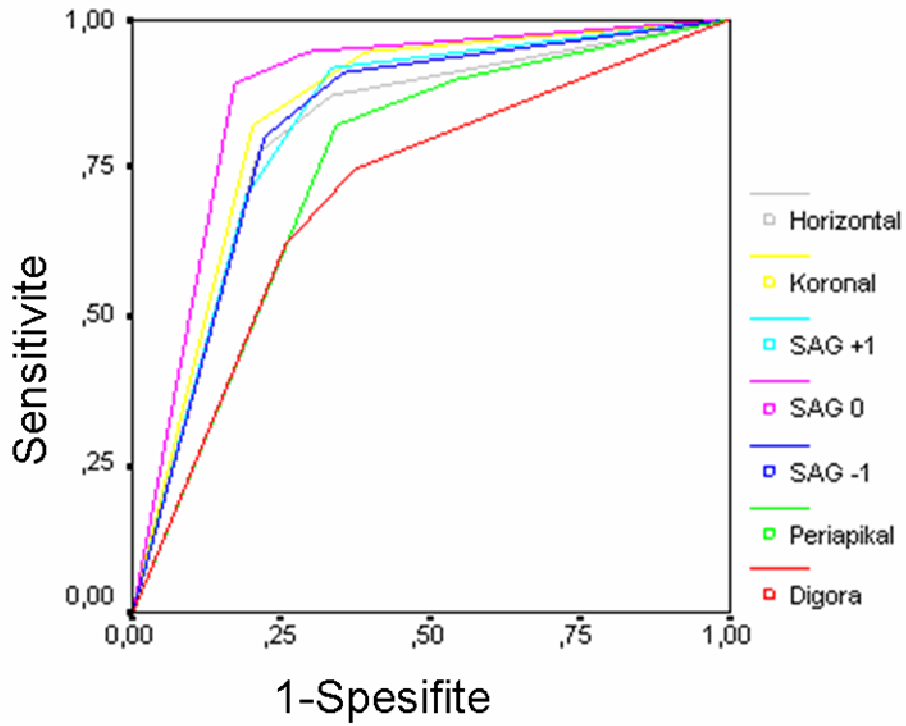
Bir saatlik asit uygulaması süresinde fosfor plak ve F-hızındaki filmler için birer, 3DX görüntüleme sistemi için ise 5 adet olmak üzere toplam 7 ROC eğrisinin bulunduğu Grafik 1 incelendiğinde, en yüksek sensitivite değerinin Sag +1 kesitine ait olduğu saptandı. 1-spesifite (hatalı pozitif) değerinin en düşük olduğu noktada elde edilen en yüksek sensitivite değeri ise Sag 0 kesiti ile yine 3DX görüntüleme sistemine ait idi. Bunu sırasıyla fosfor plak ve F-hızındaki film görüntüleri izlemekteydi (Grafik 1).

Grafik 1: Bir saatlik asit uygulaması için oluşturulan 7 ROC eğrisi



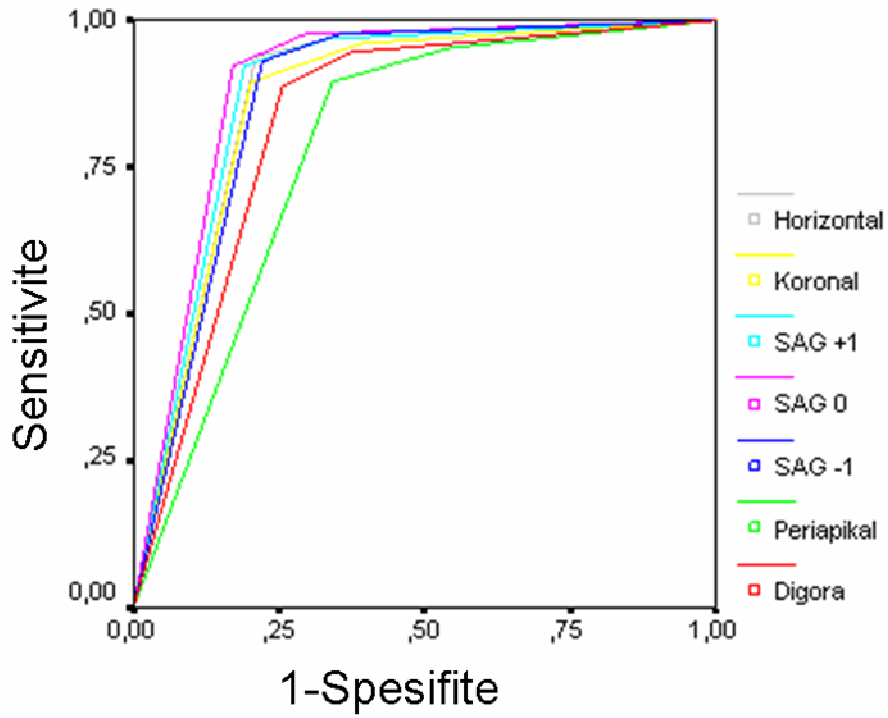
Bir buçuk saatlik asit uygulaması süresine ait Grafik 2 incelendiğinde, elde edilen 7 ROC eğrisinin içerisinde hem en yüksek sensitivite değerinin, hem de 1-spesifite (hatalı pozitif) değeri en düşük olduğunda elde edilen en yüksek sensitivite değerinin Sag 0 kesiti ile 3DX görüntüleme sistemine ait olduğu saptandı. Bir saatlik asit uygulamasında saptananın aksine 1,5 saatlik uygulamada 3DX sistemini F-hızındaki film izledi; fosfor plak görüntüleri ise üçüncü sırada yer aldı (Grafik 2).

Grafik 2: 1,5 saatlik asit uygulaması için oluşturulan 7 ROC eğrisi



İki saatlik asit uygulamasına ait Grafik 3'teki ROC eğrileri Grafik 1 ve 2 ile karşılaştırıldığında eğrilerin hepsinin 1-spesifite (hatalı pozitif) değerinin en düşük olduğu noktada elde edilen en yüksek sensitivite değerine sahip olduğu izlendi. Grafik 1 ve 2 ile karşılaştırıldığında Grafik 3'te bulunan tüm eğrilerin eğiminin de gittikçe artış gösterdiği; hem en yüksek sensitivite değerinin, hem de 1-spesifite değerinin en düşük olduğu noktadaki en yüksek sensitivitenin Sag 0 kesiti ile 3DX görüntüleme sistemine ait olduğu saptandı. Bunu da sırasıyla 1 saatlik asit uygulamasında olduğu gibi fosfor plak ve F-hızındaki film görüntülerine ait eğriler izledi (Grafik 3).

Grafik 3: İki saatlik asit uygulaması için oluşturulan 7 ROC eğrisi



3DX sistemi ile elde edilen 5 ROC eğrisine ait ortalama A_z değeri ile en düşük ve en yüksek A_z değerleri ve 6 gözlemci için standart sapmaları Tablo 3’de yer almaktadır. Tablo 3 incelendiğinde, 3DX sistemi ile elde edilen 5 kesite ait ortalama A_z değerinin, en düşük A_z değerinden daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu nedenle, istatistiksel karşılaştırmada fosfor plak ve film sistemi ile elde edilen A_z değerlerini 3DX sistemi ile elde edilen 5 ROC eğrisine ait ortalama A_z değeri ile karşılaştırmak yerine en düşük A_z değeri ile karşılaştırılması düşünüldü. Böylece istatistiksel analiz sonuçlarının 3DX sistemine ait diagnostik yeterliliği ortaya koymada daha hassas sonuç vereceği amaçlanarak fosfor plak ve filme ait A_z değerleri $3DX_D$ ’nin A_z değeri ile istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Tablo 3: Farklı asit uygulama sürelerinde 3DX sistemi ile değerlendirilen 5 kesite ait en düşük, ortalama ve en yüksek A_z alan değerleri ve standart sapmaları (SS).

	1 saat (Ortalama ± SS)	1,5 saat (Ortalama ± SS)	2 saat (Ortalama ± SS)
$3DX_Y$	0,824 ± 0,096	0,877 ± 0,029	0,887 ± 0,068
$3DX_{ort}$	0,806 ± 0,036	0,834 ± 0,047	0,875 ± 0,05
$3DX_D$	0,788 ± 0,031	0,820 ± 0,059	0,869 ± 0,04

$3DX_Y$: 3DX sistemine ait en yüksek A_z değeri, **$3DX_D$** : 3DX sistemine ait en düşük A_z değeri

Her asit uygulama süresi için 3 farklı görüntüleme sistemine ait oluşturulan ROC eğrileri altında kalan alan değerlerinin (A_z) 6 gözlemci için ortalaması ve standart sapmaları Tablo 4'te izlenmektedir (Tablo 4).

ROC eğrisi alan değerleri her asit uygulama süresi için değerlendirilecek olursa, bir saatlik asit uygulama süresi için elde edilen A_z değerleri içinde en düşük değer 0,646 ile F hızında film sistemine, en yüksek değer ise 0,824 ile 3DX sistemine ait olduğu saptandı (Tablo 4). Tablo 4 detaylı olarak incelendiğinde, 1 saatlik asit uygulaması için 3DX görüntüleme sistemine ait en düşük değer dahi diğer görüntüleme sistemlerinden yüksek olduğu görüldü ($p<0,05$). İkili karşılaştırmalar için kullanılan Mann Whitney-U analizi 1 saatlik asit uygulaması için film ve fosfor plaklara ait A_z değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığını ($p=0,093$) ancak 3DX_D sistemine ait A_z değerinin film ($p=0,02$) ve fosfor plak ($p=0,045$) sisteminden istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiğini ortaya koydu.

Bir buçuk saatlik asit uygulama süresi için elde edilen A_z değerleri ise, fosfor plak, film, 3DX_D ve 3DX_Y için sırasıyla 0,707, 0,747, 0,816 ve 0,877 idi. A_z değerleri arasında yapılan karşılaştırmada en yüksek değere 3DX_Y sahip iken, bunu sırasıyla 3DX_D, F-hızındaki film ve fosfor plak sistemi izledi. Birbuçuk saatlik A_z değerleri karşılaştırıldığında 3DX_D sisteminin sadece fosfor plak sisteminden anlamlı farklılık gösterdiği ($p=0,006$) ancak film sisteminin A_z değeri ile arasında fark olmadığı görüldü ($p=0,093$). Film ile fosfor plak sistemlerinin A_z değerleri arasında ise 1,5 saatlik asit uygulaması için istatistiksel olarak bir fark bulunmadı ($p=0,298$).

Tablo 4: Farklı asit uygulama sürelerinde fosfor plak, film ve 3DX sistemine ait A_z alan değerlerinin 6 gözlemci için ortalama ve standart sapma

(SS) değerleri. 3DX sistemi kesitlerinden elde edilen en yüksek A_z değerleri 3DX_Y en düşük A_z değerleri ise 3DX_D ile sembolize edilmiştir.

Gözlemci	1 saatlik asit uygulaması						1,5 saatlik asit uygulaması						2 saatlik asit uygulaması					
	Fosfor plak	Film	3DX _Y	3DX _D	Fosfor plak	Film	3DX _Y	3DX _D	Fosfor plak	Film	3DX _Y	3DX _D	Fosfor plak	Film	3DX _Y	3DX _D		
1	0,690	0,595	0,738	0,767	0,714	0,786	0,899	0,786	0,881	0,905	0,899	0,786	0,881	0,905	0,857	0,94		
2	0,738	0,598	0,738	0,762	0,738	0,643	0,886	0,892	0,786	0,743	0,886	0,892	0,786	0,743	0,98	0,886		
3	0,698	0,779	0,967	0,762	0,595	0,833	0,886	0,786	0,81	0,786	0,886	0,786	0,81	0,786	0,786	0,857		
4	0,643	0,669	0,833	0,84	0,69	0,738	0,833	0,89	0,786	0,762	0,833	0,89	0,786	0,762	0,857	0,833		
5	0,81	0,569	0,762	0,798	0,74	0,744	0,85	0,782	0,88	0,729	0,85	0,782	0,88	0,729	0,91	0,862		
6	0,714	0,667	0,905	0,798	0,762	0,738	0,905	0,762	0,862	0,786	0,905	0,762	0,862	0,786	0,929	0,833		
Ortalama ± SS	0,716 ± 0,056	0,646 ± 0,077	0,824 ± 0,096	0,788 ± 0,031	0,707 ± 0,06	0,747 ± 0,063	0,877 ± 0,029	0,820 ± 0,059	0,834 ± 0,045	0,785 ± 0,063	0,887 ± 0,068	0,820 ± 0,059	0,834 ± 0,045	0,785 ± 0,063	0,887 ± 0,068	0,869 ± 0,04		

İki saatlik asit uygulama süresinde elde edilen A_z değerleri ise film, fosfor plak, $3DX_D$ ve $3DX_Y$ için sırasıyla 0,785, 0,834, 0,869 ve 0,887 idi. İki saatlik asit uygulaması için de diğer asit sürelerinde olduğu gibi $3DX$ görüntüleme sistemine ait en düşük A_z değeri diğer iki görüntüleme sistemine ait değerlerden yüksekti. Asit uygulama süresinin iki saate çıkmasıyla bütün sistemlere ait A_z değerlerinin 1 ve 1,5 saatlik asit sürelerine kıyasla artış gösterdiği ancak iki saatlik asit uygulama süresinde sistemlerin hiçbirinin A_z değerleri arasında istatistiksel farklılık olmadığı saptandı ($p > 0,05$)(Tablo 3 ve 4).

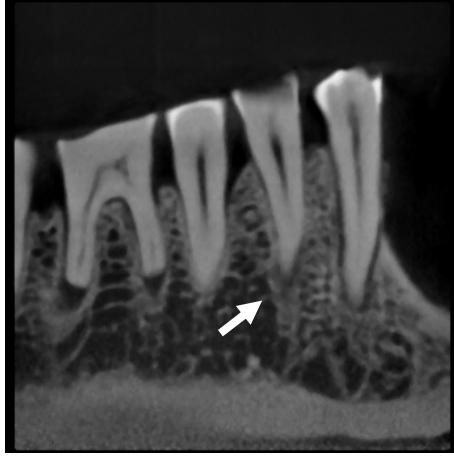
3 farklı sisteme ait A_z değerleri genel olarak değerlendirildiğinde, $3DX$ görüntüleme sistemine ait ortalama A_z değerinin tüm asit uygulama süreleri için en yüksek olduğu görülmektedir ($p < 0,05$). $3DX$ sistemini 1 ve 2 saatlik asit uygulama sürelerinde fosfor plak, 1,5 saatlik asit uygulama süresinde ise film sistemi izlemektedir (Tablo 4).

Sistemler arasında yapılan istatistiksel değerlendirmeler özetlenecek olursa Tablo 5'te de görüldüğü üzere 1 saatlik asit uygulamasında $3DX_D$ sistemi hem fosfor plak hem de film sisteminden; 1,5 saatlik asit uygulama süresinde ise sadece fosfor plak sisteminden anlamlı olarak farklılık göstermektedir ($p < 0,05$). 2 saatlik asit uygulama süresinde ise 3 sistemin diagnostik kapasiteleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$)(Tablo 5). Fosfor plak ve film sistemleri arasındaki karşılaştırma ise, hiçbir asit uygulama süresi için istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p > 0,05$).

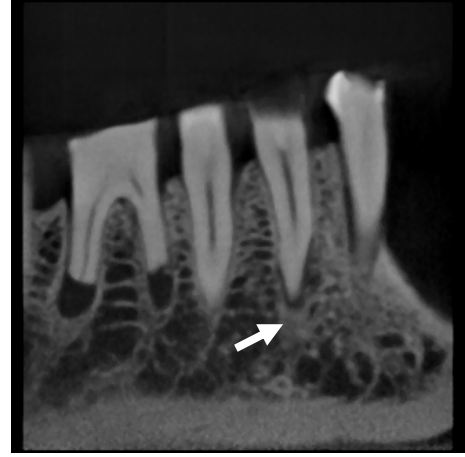
Tablo 5: 3DX_D kesitlerine ait A_z değerlerinin fosfor plak ve film sistemlerine ait A_z değerleri ile istatistiksel anlamlılık düzeyinde karşılaştırılması.

	1 saat	1,5 saat	2 saat
Fosfor plak -Film	p>0,05	p>0,05	p>0,05
Fosfor plak - 3DX_D	p = 0,043	p = 0,006	p>0,05
Film - 3DX_D	p = 0,02	p>0,05	p>0,05

Resim 33 ve Resim 34'te 44 nolu dişin periapikal bölgesine 1 saat süre ile %70'lik perklorik asit uygulanarak oluşturulan kemik defektinin 3DX sistemi ile elde edilen görüntüleri, fosfor plak ve periapikal film ile elde edilen görüntülerle karşılaştırılabilir. Resimlerde de izlendiği gibi, fosfor plak ve film görüntülerinde lezyon görüntülenemez iken, 3DX sistemine ait sagittal kesitlerde lezyonun varlığını izlemek mümkündür (Resim 33 ve 34). Bu görüntüler A_z değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılan 3DX görüntüleme sistemine ait 5 A_z değerinden en yüksek olan Sag 0 kesitine ve en düşük olan Sag -1 kesitlerine aittir. 3DX görüntüleme sisteminin en düşük A_z değeri gösterdiği saptanan Sag -1 kesitine ait görüntüsünde bile periapikal lezyonun net bir şekilde saptanabildiği ortadadır (Resim 33). Resim 33 ve 34'te izlenen görüntüler, alınan sonuçlara paralel olarak en düşük asit uygulama süresinde bile 3DX görüntüleme sisteminin periapikal lezyonların saptanmasındaki tanısal kapasitesinin diğer görüntüleme sistemlerine göre çok daha yüksek olduğunu kanıtlamaktadır.



Sag -1 kesit görüntüsü

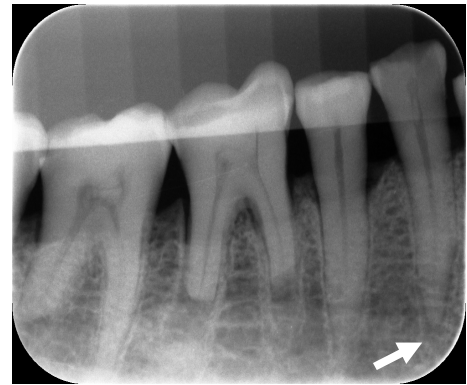


Sag 0 kesit görüntüsü

Resim 33: 1 saatlik asit uygulaması sonrasında 3DX ile elde edilen farklı sagittal kesitlere ait görüntüler



Periapikal film görüntüsü



Fosfor plak görüntüsü

Resim 34: 1 saatlik asit uygulaması sonrasında fosfor plak ve periapikal film ile elde edilen radyografik görüntüler

Görüntüleme sistemlerini farklı asit uygulama sürelerinde kendi içlerinde karşılaştırmak amacıyla Friedman testi uygulandı. Friedman testi sonucunda fark bulunduğu ise ikili karşılaştırmalar için Dunn's testi yapıldı. Friedman testi sonuçlarına göre; fosfor plak ($p=0,0087$) ve film ($p=0,0055$) sistemleri için farklı asit uygulama sürelerinde elde edilen A_z değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunurken, 3DX sisteminin farklı sürelerdeki asit uygulamalarında A_z değerleri arasında anlamlı fark olmadığı görüldü ($p=0,2522$). İkili karşılaştırmalar sonucunda fosfor plak sistemi için 1 ve 2 saat ile 1,5 ve 2 saatlik asit uygulamaları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu, film sistemi için ise sadece 1 ve 2 saatlik asit uygulamalarındaki farkın anlamlı olduğu saptandı (Tablo 6).

3DX_D sistemi için yapılan Friedman testinde farklı asit uygulama süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı için, 3DX_D görüntüleme sistemi için ikili karşılaştırma yapılmadı.

Tablo 6: Fosfor plak ve film görüntüleme sistemlerinin farklı asit uygulama sürelerindeki A_z değerlerinin ikili karşılaştırmaları

Farklı asit uygulama sürelerinin ikili karşılaştırması	Fosfor plak	Film
1 Saat / 1,5 Saat	$P > 0,05$	$P > 0,05$
1 Saat / 2 Saat	$P < 0,05$	$P < 0,05$
1,5 Saat / 2 Saat	$P < 0,05$	$P > 0,05$

Ağırlıklı Kappa testi uygulanarak yapılan gözlemciler arası uyum değerlendirilmesinde; öncelikle tüm gözlemciler arasındaki uyum her radyografik sistem için tek tek belirlendi. Bunun sonucunda fosfor plak ve film sistemlerinin değerlendirilmesinde gözlemci uyumu zayıf-orta (0,178–0,346) aralığında iken, 3DX görüntüleme sistemine ait bütün kesit görüntülerindeki gözlemci uyumunun orta-iyi (0,326–0,460) aralığında olduğu gözlemlendi. Gözlemcileri endodontist ve radyolog olmak üzere 2 farklı gruba ayırarak yapılan kappa değerlendirmesinde ise; sonucun farklılık göstermediği bulundu. Fosfor plak ve film sistemlerinin iki grup için uyumu zayıf-orta (0,178–0,346) aralığında saptandı. 3DX görüntüleme sistemine ait bütün kesit görüntülerindeki uyumun ise, orta-iyi aralığında olduğu belirlendi (0,326–0,460) (Tablo 7).

Tablo 7: Ağırlıklı Kappa testi sonucu elde edilen gözlemciler arası uyum tablosu

	Digora	Film	3DX_D
Radyolog			
Gözlemci 1-2	0,346 (Orta)	0,327 (Orta)	0,432 (İyi)
Gözlemci 2-3	0,186 (Zayıf)	0,178 (Zayıf)	0,513 (İyi)
Gözlemci 1-3	0,262 (Orta)	0,336 (Orta)	0,374 (Orta)
Endodontist			
Gözlemci 4-5	0,185 (Zayıf)	0,185 (Zayıf)	0,459 (İyi)
Gözlemci 5-6	0,342 (Orta)	0,215 (Orta)	0,326 (Orta)
Gözlemci 4-6	0,285 (Orta)	0,278 (Orta)	0,460 (İyi)

BÖLÜM 4

TARTIŞMA

Wilhelm Conrad Röntgen'in X-ışınlarını keşfinden beri geçen yüz yılı aşkın süre içerisinde, radyoloji alanındaki bilimsel atılımların günümüz teknolojisiyle birleşmesiyle geliştirilen görüntüleme teknikleri; medikal alanın yanı sıra dişhekimliğinin birçok farklı alanında da diagnostik açıdan katkılar sağlamıştır (177).

Radyografiler tıp ve dişhekimliği alanlarında sert dokularda lokalize olan lezyonların tanısı açısından büyük önem taşımaktadır. Alveoler kemik anomali/patolojilerinin tanısında önemli gereçlerden biri olan radyografiler, asemptomatik periapikal kemik lezyonlarını saptamadaki tek yöntem olarak kabul edilmektedir (97).

Literatürde iki boyutlu görüntüleme sistemlerinin periapikal lezyonları saptayabilme etkinliği açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği birçok çalışma mevcuttur. Duyarlılık (sensitivite), özgüllük (spesifisite) ve doğruluk (*accuracy*) değerleri, bu çalışmalarda kullanılan görüntüleme sistemlerinin diagnostik yeterliliğini/doğruluğunu belirlemek amacıyla başvurulan başlıca kriterler arasındadır (81,135,163).

Varolan bir lezyonun radyografik olarak da pozitif algılanma (saptanabilme) oranını temsil eden sensitivite; doğru pozitif (TP) yanıtların, lezyonun gerçekten var olduğu olguların toplamına bölünmesi ile elde edilir (TP/TP+FN). Spesifite ise lezyon mevcut olmadığı radyografik olarak da lezyonun negatif olarak algılanma (algılanamama) oranı olup, doğru negatif (TN) yanıtların lezyonun gerçekten mevcut olmadığı olguların toplamına bölünmesi ile elde edilir (TN/TN+FP)(92).

Çalışmamızda, 3DX sisteminin tüm asit uygulama sürelerinde diğer görüntüleme sistemlerine kıyasla en yüksek sensitivite ve spesifite değerine sahip olduğu bulunmuştur. Asit uygulama süresinin artmasıyla oluşan kemik defektinin büyümesi ve buna bağlı olarak tüm görüntüleme sistemlerinin sensitivite değerinde artış gözlenmesi beklenen bir sonuçtur. Ancak 1 saatlik asit uygulaması sonucunda yani lezyonun boyutsal olarak en küçük olduğu durumda fosfor plak ve film sistemleri ile lezyon varlığı sırasıyla %68 ve %73 oranında saptanabilirken, 3DX sistemine ait görüntülerde bu oranın %85'e yükselmesi bu sistemin diagnostik kapasitesinin diğer sistemlere karşı üstünlüğünü ortaya koymaktadır.

Herhangi bir görüntüleme yönteminin sensitivite ve spesifite değerlerinin yüksek oluşu, bu sistemle yapılan değerlendirmelerde daha az hatalı pozitif ve daha az hatalı negatif tanıların konulabileceği anlamına gelmektedir, Ancak, sadece sensitivite ve spesifite değerlerinden yola çıkarak yorum yapmanın yeterli olmadığı araştırmacıların ortak görüşüdür (133,134). Bunun temel nedeni sensitivite ve spesifite değerlendirmelerinde tek bir diagnostik eşiğin kullanılmasıdır. Bu tarz bir hesaplama ile farklı diagnostik eşik düzeylerinde bazı hastalıklı bireylerin sağlıklı, sağlıklıların ise hastalıklı olarak yorumlanması kısaca yanlış diagnostik değerlendirmelerin olması kaçınılmazdır.

Sadece spesifite ve sensitivite kullanılarak yapılan yorumlardaki yetersizlik, bir değerlendirmede sensitivitenin diğer değerlendirmeden yüksek olduğu, spesifitenin ise düşük olduğu durumlarda özellikle göze çarpar. Görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesine yönelik değerlendirmelerin birinde sensitivite yüksek ama diğerinde spesifite yüksek ise, bu değerlendirmelerden hangisinin o sistemin tanısal kapasitesini yansıttığı belirlemek mümkün olmamaktadır. Diğer bir deyişle sistemin

sağlıklı olguları mı, hastalıklı olguları mı daha iyi saptadığı sorularına cevap vermekte yetersiz kalınmaktadır (67).

Bu olumsuzlukların etkisini azaltmak üzere pozitif olasılık oranı (LR +), negatif olasılık oranı (LR -) verilerinin de değerlendirmeye katılmasının, sensitivite ve spesifite değerlerine kıyasla söz konusu görüntüleme tekniğinin diagnostik açıdan etkinliği konusunda çok daha hassas bir ölçüm sağlayacağı düşünülmektedir (20). LR+ , doğru pozitif (TP) yanıtların hatalı pozitif (FP) yanıtlara oranıdır ve bir görüntüleme sisteminin diagnostik gücü olarak da tanımlanır LR- ise, yanlış pozitif (FN) yanıtların doğru negatif (TN) yanıtlara oranıdır (65).

LR+'nın 1'den büyük ($LR+ > 1$), LR-'in 1'den küçük ($LR- < 1$) olması; söz konusu sistemin diagnostik kapasitesinin yüksek olduğunu gösterir. Sonuç olarak, herhangi bir görüntüleme sistemine dair seçim söz konusu olduğunda LR+ değerinin mümkün olduğunca yüksek, LR- değerinin ise mümkün olduğunca küçük olması tavsiye edilmektedir (20,155).

Çalışmamızda 3DX sistemi için saptanan LR+ değerinin, diğer sistemlerinkine kıyasla yüksek, LR- değerinin ise en düşük olması, çalışmaya dâhil edilen diğer görüntüleme sistemlerine göre diagnostik açıdan etkinliğinin yüksek olduğunu bir kez daha vurgulamaktadır.

LR+ ve LR- verilerinin de sensitivite ve spesifite değerlerini destekler nitelikte olması 3DX görüntüleme yönteminin diagnostik kapasitesini çalışmamızdaki diğer sistemlerden net olarak öne çıkarmaktadır. Ancak, sadece bu kriterlere dayanarak yapılacak bir değerlendirmenin de bir görüntüleme sisteminin gerçek kapasitesini değerlendirmek için yeterli olmadığı ve tüm diagnostik eşiklerin dahil edildiği daha doğru sonuçlar veren yöntemlerin kullanılması gerekliliği birçok yazarın ortak fikridir (27,202).

Dolayısı ile diagnostik testlerin hem duyarlılığını (sensitivite) hem de özgünlüğünü (spesifite) tüm diagnostik eşik düzeyleri için eşzamanlı olarak değerlendiren bir yöntem olan *Receiver Operating Characteristics* (ROC) analizi; dişhekimliği ve/veya medikal alandaki diagnostik kapasite çalışmaları için önerilen ve özellikle tercih edilmesi vurgulanan bir yöntemdir (133). ROC eğrisi değerleri ve eğrilerin altında kalan alanların hesaplanması ile bir radyografik yöntemin kapasitesinin/doğruluğunun net olarak belirlenebildiği birçok araştırmacı tarafından ortaya konmuştur (57,65,156). ROC eğrisinin eğiminin ve eğrinin altında kalan alanın, ayrıca farklı eğrilerin kesişim noktalarının hesaplanması ile diagnostik sistemlerin performanslarına yönelik farklı bilgilere ulaşılabilmektedir(168).

Tüm bu avantajlar göz önünde bulundurularak çalışmamıza dahil edilen 3DX, fosfor plak ve film sistemlerinin tanısal kapasitesini karşılaştırmalı olarak en doğru şekilde değerlendirebilmek amacıyla sensitivite, spesifite, (LR+) ve (LR-) değerlendirmelerine ek olarak ROC analizinden de yararlandı.

Literatürde konvansiyonel ve dijital intra-oral görüntüleme sistemlerini yapay olarak oluşturulan kemik lezyonlarının saptanabilirliği açısından ROC analizi kullanarak değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (70,85,87,137).

Kullendorf ve arkadaşları periapikal lezyonların saptanabilirliğini araştırdıkları çalışmada, dijital ve konvansiyonel görüntüleme sistemlerinin tanısal kapasitesini karşılaştırmalı olarak değerlendirmek üzere ROC analizinden yararlanmışlar ve CCD sensör ile elde edilmiş dijital görüntüler ile konvansiyonel filmlerin periapikal lezyonları saptamada anlamlı farklılık göstermediğini bildirmişlerdir (85).

Holtzman ve ark'nın çalışmasında ise periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden 2 farklı hızdaki konvansiyonel film ve bir fosfor plak görüntüleme sisteminin diagnostik etkinliği karşılaştırılmaktadır. Yüz kadavra çeneden 3 farklı

görüntüleme sistemi ile elde edilen görüntüler üzerinde 4 gözlemci tarafından periapikal lezyon varlığı/yokluğu yönünden yapılan değerlendirmeler, çalışmaya dâhil edilen kadavra çeneler üzerinde gerçekleştirilen histolojik incelemeler ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak 3 farklı görüntüleme sistemi için elde edilen ROC eğrisi alan değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır (70).

Dijital ve konvansiyonel radyografi sistemlerinin periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden birbirleriyle ROC analizi ile karşılaştırıldığı çalışmaların hiçbirinde, çalışmaya dahil edilen görüntüleme sistemlerinin tanısal kapasiteleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanamamıştır (70,85,87,137). Çalışmaların hepsinde göze çarpan diğer ortak nokta ise, kullanılan görüntüleme sistemlerinin hepsinin 2 boyutlu görüntüler oluşturan sistemler olmasıdır. Üçüncü boyuta dair bilgi veren görüntüleme yöntemleri ile dijital ya da konvansiyonel intra-oral görüntüleme sistemlerinin periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği tek bir çalışma bulunmaktadır ancak, bu çalışmada ROC analizi kullanılmamıştır (163). Çalışmada konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi sistemi diğer sistemlerden üstün bulunmakla birlikte ROC analizinin kullanılmamış olması çalışmanın önemli bir eksikliğidir. Dolayısı ile çalışmamız 3 boyutlu bir görüntüleme sistemi kullanılarak periapikal lezyonların saptanabilirliğini ROC analizi ile değerlendiren ilk araştırma olma niteliğini taşımaktadır.

Dijital ve konvansiyonel film görüntülerinin periapikal lezyonların saptanabilirliği açısından test edildiği çalışmaların hepsinde kullanılan periapikal filmler D ve E hızındaki filmlerdir (70,86). Çalışmalara dâhil edilen dijital görüntüleme sistemlerinin ise CCD ve CMOS sensör sistemleri olduğu dikkati

çekmektedir (85,137). Holtzman ve ark'nın çalışmasında (70) ise kullanılan fosfor plak sistemi ise Digora'nın eski modeli olan Digora fmx'tir. Bizim çalışmamız da kullanılan F-hızındaki filmler ve Digoranın son ve geliştirilmiş modeli olan Optime cihazı ile elde edilen dijital görüntüler periapikal lezyonların tanısı amacıyla şimdiye kadar hiçbir çalışmada kullanılmadığı için yine bir ilk olma özelliği ve önemi taşımaktadır.

Farklı görüntüleme sistemlerinin tanısal kapasitesini ROC analizi kullanarak değerlendiren bu çalışmaların çoğunda, periapikal lezyonların *in vitro* koşullarda oluşturulması için farklı büyüklükteki frezlerden yararlanılmıştır (85,137). Ancak frez kullanılarak oluşturulan kemik defektlerinin sınırlarının belirgin olmasına bağlı olarak radyografilerde kolay seçilebildiği bilinmektedir. Dolayısı ile frezler yoluyla oluşturulan defektlerin kullanıldığı çalışmaların görüntüleme sistemlerinin gerçek performanslarını yansıtmadığı kabul edilmektedir (163,176). Yapay kemik defekti oluşturma aşamasında çalışmamızda kullanılan kimyasal yöntemin klinikte gözlenen doğal lezyonlara benzer radyografik görüntüler oluşturduğu önceden yapılmış çalışmalarda da vurgulanmaktadır (84,109).

Sonuç olarak çalışmamız, kimyasal yöntemle oluşturulan yapay periapikal lezyonların saptanabilirliği açısından konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesinin F hızındaki filmler ve Digora Optime fosfor plak görüntüleme sistemi ile ROC analizi kullanılarak karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği ilk çalışmadır.

Bulgularımıza göre özellikle lezyonun en küçük boyutta olduğu durumda (1 saatlik asit uygulama süresinde) 3DX sisteminin en yüksek A_z değeri ile diğer sistemlerden anlamlı olarak farklılık göstermesi bu sistemin periapikal lezyonların erken saptanmasındaki etkinliğini ortaya koymaktadır. Diğer bir deyişle en düşük asit

uygulama süresinde bile diğer görüntüleme sistemlerinden daha yüksek A_z değeri göstermesi, bu gelişmiş görüntüleme sisteminin periapikal lezyonları saptamada fosfor plak ve film sistemlerine kıyasla daha yüksek tanısal kapasitede olduğuna işaret etmektedir.

Asit uygulama süresi uzadıkça, periapikal bölgedeki alveoler kemik yıkım miktarının artması, daha büyük boyutlarda kemik defektlerinin oluşmasına, bu da periapikal lezyonların iki boyutlu görüntüler oluşturan radyografik yöntemlerle dahi kolayca saptanabilmesine neden olmaktadır. Çalışmamıza dahil edilen tüm görüntüleme sistemlerine ait A_z değerlerinin; asit uygulama süresi uzadıkça artış göstermesi ve yapılan karşılaştırmalarda 2 saatlik asit uygulaması sonrasında çalışmamızdaki üç görüntüleme sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamaması bu yargıyı destekleyen bir bulgudur.

Fosfor plak ve film sistemlerinin tanısal kapasitesi arasında hiçbir asit uygulama süresinde istatistiksel fark bulunamamıştır. Buna göre, periapikal lezyonların saptanmasında bu iki sistemin performansları birbirinden farklılık göstermemektedir. Standart koşullarda ışınlama yapıldığı ve dijital sistemin en önemli avantajı olan görüntü netleştirme işlemleri uygulanmadığı için bu sonuç beklenebilir. Ancak, 3DX sistemine ait görüntülerin gözlemciler tarafından en yetersiz bulunanlarının (en düşük A_z değerine sahip olanları) bile lezyon en küçük boyutta iken (1 saatlik asit uygulama süresinde) diğer iki sistemden anlamlı olarak üstün bulunması bu sisteme ait en yetersiz olduğu düşünülen görüntülerin bile iki boyutlu görüntü veren sistemlerden daha çok bilgi verdiğini ortaya koymaktadır. İleride gerçekleştirilecek klinik çalışmaların sonuçları da çalışmamıza benzer bulgular gösterirse konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi sistemi periapikal lezyonların erken dönemde saptanması ve klinik şikayetlerin sürdüğü endodontik

tedavi görmüş dişlerin prognozunu takip etmek için güvenilir bir yöntem olarak önerilebilecektir.

Bir saatlik asit uygulama süresinde diagnostik kapasitesi diğer 2 sistemin de önüne çıkan 3DX sistemi 1,5 saatlik asit uygulama süresinde yapay periapikal lezyonların saptanmasında sadece fosfor plak görüntülerden anlamlı olarak farklı bulunmuş, periapikal filmler ile arasında bir farklılık saptanamamıştır. Film ve dijital sistem görüntüleri arasındaki bu farklılık lezyon belli bir boyuta ulaşip iki boyutlu görüntüleme yöntemleri ile seçilebilir düzeye geldiği zaman F hızındaki filmlerin uzaysal çözünürlüğünün (20 lp/mm) dijital görüntülere (7-10 lp/mm) kıyasla daha yüksek olmasına bağlanmaktadır (46).

Uygulanan asit süreleri temel alınarak görüntüleme sistemleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında fosfor plak ve periapikal film için elde edilen 3 A_z değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunurken, 3DX görüntüleme sisteminin A_z değerlerinde farklı sürelerdeki asit uygulamaları için anlamlı bir farklılık olmadığı gözlenmiştir. Her asit uygulama süresi sonrasında bu gelişmiş görüntüleme sistemi için saptanan A_z değeri hem diğer görüntüleme sistemleri ile elde edilenden yüksek, hem de birbirine oldukça yakın değerlerdir. Bu bulgu ışığında, 3DX görüntüleme sisteminin farklı boyutlardaki lezyonları eşdeğer ve yüksek tanısal performans ile saptayabildiğini söylemek mümkündür. Bununla birlikte ön çalışmada yarım saat süre ile asit uygulaması sonucu oluşturulan kemikteki mineral kaybının minimum düzeyde olduğu durumda 3DX sistemi görüntülerinin dahi defektleri görüntüleyemediği unutulmamalıdır.

Günümüzde yeni görüntüleme teknikleri hızla gelişmeye devam ettikçe, radyologlar bu yeni tekniklerin tanısal kapasitelerini objektif olarak test edebilecekleri doğruluğu yüksek yöntemlere gereksinim duymaktadır. Bu noktada

ROC analizi, farklı görüntüleme sistemlerinin tanısal kapasitelerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesinde sıklıkla başvurulan güvenilir bir yöntem olarak özellikle tavsiye edilmektedir (70,85,87,137). ROC analizi kullanılarak yapılacak değerlendirmelerin doğru sonuçlar vermesi için dikkat edilmesi gereken noktalar olduğu vurgulanmaktadır. Görüntüler, sistemler kullanılarak oluşturulsa da, bu sistemler ile elde edilen görüntülerde herhangi bir patolojinin varlığını sorgulayanlar gözlemciler yani hekimlerdir. Bu nedenle herhangi bir görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesinin ROC analizi kullanılarak değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilen bir çalışmada, ROC eğrisi alan değerlerini etkileyen temel faktörlerin başında, çalışmaya dâhil edilen gözlemci sayısı yer almaktadır (17,131).

ROC analizini istatistiksel bir analiz olarak çok sayıda çalışma ile irdeleyen Obuchowski ve ark.'nın son yıllarda yayınlanan çalışmasında bizim çalışmamıza benzer sayıda parametreler içeren araştırmalarda gözlemci sayısının 2 ila 10 arasında olması gerektiği vurgulanmış, gözlemci sayısının bu rakamlardan az veya fazla olması durumunda bulguların sapma gösterme olasılığının yüksek olduğu bildirilmiştir (134).

Kullendorf ve ark.'nın dijital ve konvansiyonel görüntüleme sistemleri periapikal lezyonların saptanması açısından karşılaştırmak üzere ROC analizini kullandıkları çalışmalarında 7 gözlemciden yararlanılmıştır (85). Aynı araştırmacının görüntü netleştirme işlemlerinin periapikal lezyonların saptanmasına etkisini araştırdığı diğer *in vitro* çalışmada da gözlemci sayısı yedidir (86).

Kullendorf ve ark.'nın görüntü iyileştirme işlemlerinin periapikal lezyonun saptanabilirliği üzerine etkisini araştırdıkları *in vivo* çalışmada ise, konvansiyonel ve dijital görüntülerin tanısal kapasitelerini karşılaştırmak amacıyla yine ROC analizinden yararlanılmış ve gözlemci sayısı tekrar 7 olarak belirlenmiştir (87).

Paurazas ve ark. da 2000 yılında yaptıkları çalışmada CCD ve CMOS olmak üzere 2 dijital ve 1 konvansiyonel görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesini ROC analizi ile değerlendirdikleri çalışmada gözlemci sayısı 7 olarak saptanmıştır (137).

ROC eğrisi alan (A_z) değerlerini etkileyen bir faktör de; çalışmaya dahil edilen örnek sayısıdır. Kadavra mandibula kullanılarak gerçekleştirilen *in vitro* çalışmalarda yeterli örnek sayısına ulaşma zorluğu sıklıkla karşılaşılan bir problemdir. Özellikle dişli kadavra mandibulalara ulaşma konusunda çok sıkıntı yaşandığı için, dişli bölgelerin çalışmaya dahil edileceği durumlarda örnek sayısını arttırmak daha da zor olmaktadır.

Yapılan literatür araştırmasında, farklı görüntüleme sistemlerini kadavra mandibulalar üzerinde yapay olarak oluşturulan periapikal lezyonların saptanması yönünden karşılaştırmak için ROC analizini kullanan *in vitro* çalışmalara dahil edilen örnek sayısının ortalama 6 ila 10 arasında olduğu gözlenmiştir (85,86,87,137).

Kullendorf ve ark.'nın dijital ve konvansiyonel görüntüleme sistemlerini periapikal lezyonların saptanması açısından karşılaştırdığı çalışmalarda, 6 kadavra mandibula üzerinde premolar ve molar dişlerin apikal bölgelerinde oluşturulan farklı boyutlardaki periapikal lezyon sayısı yirmidir (85,86). Paurazas ve ark.'nın çalışmasında ise, 10 kadavra mandibula üzerindeki yedi posterior bölge çalışma alanı olarak belirlenmiştir (137).

Çalışmamıza 12 adet kadavra mandibula üzerinde yer alan 21 adet premolar diş bölgesi dahil edilmiştir. Sayısal açıdan benzer çalışmalarla karşılaştırıldığında kullanılan kadavra mandibula ve lezyon oluşturulan diş sayısı açısından en yüksek rakam çalışmamıza aittir. Bunun yanısıra, 21 premolar diş bölgesinden asit uygulanmadan elde edilen görüntüler dışında 1, 1,5 ve 2 saatlik asit uygulamaları sonrasında da görüntüler alınmış, kısaca 21 dişe ait toplam 84 adet görüntü elde

edilmiştir. Bu rakam, önceden yapılmış çalışmalarda kullanılan en yüksek radyografik görüntü sayısının 4 katından fazladır (Kullendorf ve ark). Çalışmamızın bulguları bu açıdan da büyük önem taşımaktadır.

ROC analizi kullanılarak yapılan değerlendirmelerde az sayıda gözlemci ve örnek sayısının bulgular üzerinde önemli etkisi olduğu bilinmektedir (132,134). İncelenen örnek sayısı ile gözlemci sayısının ROC analizinin istatistiksel gücü üzerindeki etkisini araştıran son dönemde gerçekleştirilmiş bir çalışmanın bulguları önemli olan parametrenin yapılan değerlendirme sayısı olduğunu ortaya koymaktadır (68). Değerlendirme sayısının gözlemci ve/veya örnek sayısının arttırılması ile sağlanabileceği, gözlemci ve/veya örnek sayısının tek başına istatistiksel güç üzerinde etkisi olmadığı vurgulanmıştır (68). Bu bilgiler ışığında ve önceden yapılan çalışmalardaki gözlemci ve örnek sayıları göz önünde bulundurularak, çalışmamızın değerlendirme aşamasına 21 kadavra mandibula bölgesinden elde edilen görüntüler 6 gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Çalışmamızın yöntemi bu optikten değerlendirildiğinde yapılan toplam 3528 radyografik değerlendirme ile eşdeğer şartlarda gerçekleştirilen ROC çalışmaları için önerilen parametreleri fazlasıyla aşmaktadır.

Literatürde kimyasal ajanlar kullanılarak periapikal bölgede yapay kemik defektleri oluşturulmuş çalışmalar (84,109), kemik defektlerini oluşturmak için frez kullanılmış çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca oldukça azdır (85,86,137,163,164,189).

Tirrell ve ark. 1996 yılında yaptıkları çalışmada, yapay kemik defektleri oluşturabilmek için %70'lik perklorik asitten yararlanmıştır. Kemik defektlerini 6 kadavra mandibulaya ait kortikal kemiğin lateral yüzüne asit uygulayarak oluşturdukları çalışmada, asit uygulama sürelerini 12, 24, 36, 48 ve 96 saat olarak

belirlemişlerdir. Sonuç olarak, çalışmaya dâhil edilen dijital ve konvansiyonel görüntüleme sistemleri arasında periapikal lezyonların saptanabilirliği açısından sadece 12 ve 24 saatlik asit uygulama dönemlerinde istatistiksel fark saptamışlardır (176).

Meier ve ark.'nın 1996 yılında, görüntü netleştirme işlemlerinin periapikal lezyonların saptanması üzerine etkisini araştırdıkları *in vitro* çalışmada ise, periapikal bölgede yapay kemik defektleri oluşturmak için %70'lik perklorik asidi Tirrell ve ark.'nın çalışmasındaki çalışma düzeneğinin aksine, kadavra çenelerde çekimini gerçekleştirdikleri dişlerin alveoler soketinin apeks bölgesine uygulamışlardır. 2, 4, 8, 12, 16 ve 24 saat olarak belirlenen (0,10 ml) asit uygulama dönemi sonrasında CCD sensör sistemi ile elde edilen görüntüler üzerinde gerçekleştirilen görüntü iyileştirme işlemlerinin periapikal bölgedeki kemik defektlerinin saptanması üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. İki ve 4 saatlik asit uygulama dönemlerinde netleştirme işlemlerinin hiçbirisi diğerinden daha üstün sonuç vermezken, 8, 12, 16 ve 24 saatlik asit uygulamasında “*histogram equalization*” algoritmasının diğerlerine kıyasla daha iyi sonuç verdiği saptanmıştır (109).

Kimyasal ajanlarla oluşturulan kemik defektlerinin saptanabilirliğini araştıran tüm çalışmalar asit uygulama dönemleri açısından incelendiğinde; periapikal bölgedeki alveoler kemik dokusunun asit ile temasta bırakıldığı sürenin 2 ila 96 saat arasında değiştiği gözlenmektedir. Asit uygulama süresi uzadıkça oluşan kemik defekti boyutunun artması ve buna bağlı olarak periapikal lezyonların saptanabilirliğinin kolaylaştığı; söz konusu çalışmaların beklenen ortak bulgusudur (84,109,176). Ancak, herhangi bir görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesinin sorgulandığı bir çalışmada, en küçük boyuttaki kemik defektlerini diğer tarifi ile lezyon henüz küçük iken saptayabilmenin önem taşıdığı ortadadır. Özetle, daha kısa

sürelî asit uygulamaları ile elde edilecek daha küçük boyuttaki kemik defektlerinin saptanabilirliğini irdelenmek o sistemin tanısal kapasitesini ortaya koymak açısından daha önemlidir. Bu nedenle çalışmamızda asit uygulama periyotları bu konuda yapılmış benzer çalışmalardan farklı olarak; ön çalışmada yarım saat, ana çalışmada ise bir, 1,5 ve 2 saat olarak belirlenmiştir. Bu açıdan bakıldığında çalışmamızı diğer çalışmaların bulguları ile karşılaştırmak mümkün değildir. Tirrell ve ark. asiti kortikal kemiğe uyguladıkları için sunulan çalışma ile yöntem farklılığı göstermesinden ötürü karşılaştırmak anlamlı değildir (176). Meier ve ark. asiti çekilmiş dişlerin alveoler soketine uygulamışlardır. Çalışmamız periapikal bölgede yapay kemik defektleri oluşturmak için kullanılan yöntem açısından Meier ve ark.'nın çalışması ile benzerlik taşısa da, tanısal kapasitesi sorgulanan görüntüleme yöntemleri açısından farklıdır (109). Meier ve ark.'nın çalışmasında görüntü iyileştirme işlemlerinin kemik defektlerinin saptanması üzerindeki etkisi değerlendirilirken, bizim çalışmamızda hiçbir işlem uygulanmamış olan 3 farklı görüntüleme sisteminin orijinal görüntülerinde tanısal kapasite sorgulanmıştır. Bu noktada irdelenmesi gereken bir konu da farklı çalışmalarda kullanılan asit miktarlarıdır. Yukarıda adı verilen çalışmalar kullanılan asit miktarları yönünden değerlendirilirse birinde 0,1 ml asit kullanıldığı belirtilmiş ancak diğerlerinde 1 damla asit kullanıldığı tarif edilmiş miktar belirtilmemiştir. 0,1 ml asit çalışmamızda kullanılan asit miktarının (0,05 ml) iki katıdır. Asit uygulama süresinin de diğer çalışmalarda bizimkinin 12 ila 48 katı kadar olduğu düşünüldüğünde diğer çalışmalarda oluşturulan lezyon boyutlarının büyüklüğü ortaya çıkmaktadır. Buna göre, adı geçen çalışmalarda kullanılan farklı görüntüleme yöntemleri arasında istatistiksel farklılık beklemek de, bizim çalışmamızı diğer çalışmalarla karşılaştırmak da anlamlı değildir.

Yapay olarak oluşturulan kemik defektlerinin saptanabilirliğini araştıran çalışmalar incelendiğinde göze çarpan bir nokta da ışın reseptörleri arasındaki farklılıktır. Genel olarak karşılaştırılan görüntüleme sistemlerinin reseptörleri CCD sensör ve konvansiyonel filmlerdir. Ancak 3. boyut hakkında bilgi veren volümetrik görüntüleme yöntemleri ile dijital ya da konvansiyonel görüntüleme sistemlerinin tanısal kapasitesinin periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği bir *in vitro* bir de *in vivo* olmak üzere iki çalışma vardır. Stavropoulos ve ark.'a ait olan *in vitro* çalışmada araştırmacılar volümetrik tomografi, CCD sensör ve F hızındaki film sistemlerini frez kullanılarak oluşturulan yapay kemik defektlerinin saptanabilirliği açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir (163). On domuz mandibulasının kullanıldığı çalışmanın bulgularına göre CCD sensör ve periapikal film sistemleri arasında periapikal lezyonların saptanabilirliği açısından fark bulunamazken, NewTom 3G volümetrik tomografi sisteminin iki boyutlu diğer görüntüleme sistemlerinden daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (163).

Stavropoulos ve ark.'nın yaptığı bu çalışma çalışmamıza benzerlik gösterse de, gerek çalışmaya dahil edilen iki ve üç boyutlu görüntüleme sistemleri, gerek yapay kemik defektlerinin oluşturulma şekli, gerekse verilerin değerlendirilme yöntemi büyük farklılıklar içermektedir. Çalışmanın zayıf noktalarından biri yapay lezyonların frezler ile oluşturulmuş olmasıdır. Çalışmanın ikinci ve en önemli eksikliği ise bu tarz çalışmalarda mutlak zorunluluk olduğu savunulan ROC analizinin kullanılmamış olmasıdır. Stavropoulos ve ark.'nın çalışmasında kullanılan volümetrik tomografi cihazı NewTom 3G'dir. Bu cihaz konik ışın prensibi ile çalışmasına karşın çalışmamızda kullanılan volümetrik tomografi cihazından temel olarak büyük farklılıklar içermektedir. İki cihaz karşılaştırılacak olursa görüntüleme

alanı, geometrik ve kontrast çözünürlüğü ile kesit kalınlığı ve görüntü reseptörü gibi görüntü kalitesini primer olarak etkileyen teknik özelliklerin yanı sıra hastaya ulaşan ışın dozu, kullanım kolaylığı, görüntülenecek olan hacimsel bölgenin hasta üzerinde ayarlanması gibi diğer önemli özellikler yönünden farklıdır. Çalışmamızda kullanılan volümetrik tomografi cihazı yukarıda sayılan parametreler çerçevesinde değerlendirilecek olursa özellikle görüntü kalitesi bakımından avantajlar içermekte ancak görüntülediği alan boyutsal olarak diğer cihazın görüntülediğinden küçük kalmaktadır. Buna karşın dentomaksillofasiyal bölgede yer alan ve tanıda sorun oluşturan patolojilerin genellikle küçük olduğu düşünülürse ve çalışmamızdaki gibi özellikle küçük boyuttaki kemik defektlerini saptamak amaçlandığında; NewTom 3G gibi geniş çaplı görüntü sağlayan tekniklerin çözünürlüğünün ve buna bağlı olarak görüntü kalitesinin yetersizliği bilinmektedir (8). Çalışmamızda görüntüleme alanı daha dar fakat görüntü çözünürlüğü yüksek bir volümetrik tomografi cihazının kullanılmış olması geniş görüntüleme alanı olan cihazla gerçekleştirilmiş olan çalışmanın sonuçlarından farklı olmasa da bulguların klinik uygulamalara yansıtılması ve klinik uygulamalar için tavsiyelerde bulunulabilmesi yönünden daha gerçekçidir. Günümüze kadar çalışmamızda kullanılan volümetrik tomografi cihazı veya aynı dar hacim görüntüleme prensibi ile çalışan volümetrik tomografi cihazlarını periapikal lezyonlar ve/veya diğer dental patolojilerin saptanması yönünden karşılaştıran bir çalışma yapılmadığı için, bulgularımızın kliniğe yansıtılması yönünde ortaya koyduğumuz çıkarımlar özellikle önem taşımaktadır. 2007 yılı itibarı ile piyasada 17 farklı volümetrik tomografi sistemi bulunmaktadır. Bu noktada doğru klinik önermeler için dentomaksillofasiyal bölgede 3 boyutu birden görüntüleyen farklı sistemlerin çeşitli dental anomali/patolojilerin saptanması yönünden karşılaştırıldığı çalışmalara olan gereklilik açıktır.

Volümetrik görüntüleme sistemlerinin periapikal lezyonların saptanabilirliğine yönelik kullanıldığı *in vivo* çalışma ise Simon ve ark.'a aittir (162). 2006 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada boyutları 1x1 cm'den daha büyük olan 17 peripikal lezyondan NewTom 3G cihazı ile görüntüler alınmıştır. Elde edilen görüntüler üzerinde gerçekleştirilen densite (grilik değeri) ölçümleri ile lezyonların patolojik yapılarına ilişkin (kist, granülom) tanı konulmaya çalışılmıştır. Histopatolojik incelemelerle yapılan karşılaştırmalar sonucunda, 17 lezyonun 13'ünün volümetrik tomografi teknolojisi kullanılarak konulan tanılara uyum gösterdiği saptanmıştır (162). Bu *in vivo* çalışma periapikal lezyonların patolojik tanısı amacıyla volümetrik görüntüleme sistemlerinin kullanıldığı nadir çalışmalardan biri olsa da yöntem itibarı ile çalışmamızdan tamamen farklıdır. Ancak, elde edilen sonuçlar zaman alan, pahalı ve zorluklar içeren histopatolojik incelemelerin yerini volümetrik tomografi cihazlarının alması açısından umut vaat etmekte ve bu görüntüleme yönteminin diagnostik kapasitesinin yüksek olduğu yönündeki çıkarımlarımızı destekler niteliktedir. Yine de bu konuda daha net ve somut sonuçlar elde etmek ve daha gerçekçi çıkarımlar yapabilmek için farklı cihazlarla çok sayıda karşılaştırmalı çalışma yapılması zorunludur.

Sonuç olarak çalışmamızda kullanılan 3DX sistemi üç farklı kesitte görüntü sağlaması ve yüksek çözünürlük özelliklerine bağlı olarak periapikal film ve fosfor plak sistemlerine kıyasla yapay periapikal kemik defektlerinin saptanabilirliği yönünden daha üstün bulunmuştur. Çalışmamıza katılan gözlemciler, fosfor plak ve konvansiyonel film görüntülerinin yorumlanmasına yönelik tecrübe sahibi olmalarına karşın, 3DX cihazı ile elde edilen görüntülerle ilk kez karşılaşmışlardır. Buna rağmen 3DX görüntülerinin üstün bulunması, sisteme ait görüntülerin kolayca yorumlanabildiğini ve detaylı bilgi sağladığını, kısaca yüksek tanısal kapasitede

olduğunu bir kez daha ortaya koymaktadır. Bunun yanısıra, gözlemciler arası uyumun en yüksek olduğu görüntüleme sisteminin 3DX olması da tüm gözlemcilerin bu sisteme ait görüntülerde kemik defektlerinin kolayca saptanabildiği konusunda hemfikir olduğunu ortaya koyan bir bulgudur.

Görüntüleme sistemlerinin avantaj ve dezavantajlarının irdelenmesi aşamasında düşünülmesi gereken önemli konulardan biri hastaya ulaşan ışın dozudur. Hastaya ulaşan radyasyon dozu açısından konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi (36,9- 50,3 μSv) konvansiyonel bilgisayarlı tomografi cihazlarının efektif doz değerleri (mandibula için efektif doz değeri:1,320–3,324 μSv , maksilla için ise 1,301–1,420 μSv) ile kıyaslandığında yaklaşık %98 oranında daha az radyasyon vermektedir (154). Buna göre konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi görüntüleme sistemi dental patolojileri 3 boyutlu olarak görüntüleme olanağını hastaya ulaşan en düşük radyasyon oranıyla sunan bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır.

Hastaya ulaşan radyasyon dozu açısından iki boyutlu görüntüleme yöntemleri ile yapılan karşılaştırmalarda, geniş alanı görüntüleyen volümetrik tomografi cihazlarıyla elde edilen efektif doz değerinin seri periapikal radyografi çekimi ile hastaya ulaşan radyasyon dozu kadar (13–100 μSv) ya da bir panoramik radyografi ile hastaya ulaşan radyasyon dozunun (görüntüleme alanının çapına bağlı olarak) 4 ila 15 katına eşdeğer olduğu belirtilmiştir (2,9–11 μSv) (154). Ancak, çalışmamızda kullanılan volümetrik tomografi cihazı 30x40 mm çapında bir hacmi görüntüleyen ve dar hacimli konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi cihazı (*limited cone beam computed tomography*) olarak nitelendirildiği için ortalama olarak 1 panoramik radyografinin ya da 2 periapikal intra-oral grafinin verdiği ışın dozu kadar doz vermektedir (77). Işın dozu iki boyutlu görüntüleme yöntemlerinden biraz fazla

olmakla birlikte tanıya ulaşmak için gereken bilgi düşünüldüğünde yöntemin avantajı ortaya çıkmaktadır.

Dental görüntüleme yönünden değerlendirildiğinde volümetrik tomografi teknolojisi, sadece tıp merkezlerinde bulunan, maliyeti ve hastaya ulaşan radyasyon dozu yüksek bilgisayarlı tomografi görüntüleme sistemlerine önemli bir alternatif oluşturmaktadır (37). Volümetrik tomografi cihazlarının yeni modelleri ve yakın zamanda piyasaya sürülen farklı firmalara ait çok sayıdaki yeni cihaz sayesinde, bu teknoloji dişhekimliğinin birçok farklı alanında kullanılmaya başlanmıştır (93,104). Ancak, önceden de önerdiğimiz gibi yeni bir görüntüleme sisteminin kliniklerde rutin kullanımından önce implantoloji, maksillofasiyal cerrahi, endodonti, ortodonti ve periodontoloji gibi dişhekimliğinin farklı disiplinlerindeki uygulamalarda ve/veya patolojilerin tanısında test edilmesi ve tanısal kapasitesinin diğer görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi gereklidir. Kimyasal olarak oluşturulan periapikal lezyonların saptanabilirliği açısından volümetrik görüntüleme sisteminin tanısal kapasitesinin fosfor plak ve periapikal görüntüleme sistemleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği ilk çalışma olan çalışmamızın volümetrik tomografi teknolojisi açısından olumlu sonuçlar ortaya koyması, maksillofasiyal bölgedeki diğer patolojiler için de tanısal kapasitesinin yüksek olabileceği konusunda umut vermektedir.

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda 12 kadavra insan mandibulası üzerindeki 21 farklı premolar dişin apikal bölgesine %70'lik perklorik asit uygulaması ile oluşturulan yapay kemik defektlerinin saptanabilirliği; Accu-I-Tomo 3DX konik ışın hüzmeli volümetrik tomografi sistemi, Digora Optime fosfor plak sistemi ve F hızındaki filmler olmak üzere 2 ve 3 boyutlu görüntü oluşturan sistemler ile karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Sonuç olarak;

- Konik ışın hüzmeli volümetrik tomografi sistemi kimyasal yolla oluşturulan lezyonların saptanabilirliği yönünden fosfor plak sistemi ve F-hızındaki filmlerden daha başarılı sonuç verdi.
- En küçük lezyonların saptanmasında 3DX volümetrik tomografi sistemi, fosfor plak ve film sistemlerinden anlamlı farklılık göstererek öne çıktı.
- 3DX volümetrik tomografi sistemi yüksek tanısal kapasite düzeyini tüm asit uygulama sürelerinde (tüm lezyon boyutlarında) korudu.
- 3DX volümetrik tomografi sistemi görüntüleri ile yapılan değerlendirmelerde gözlemciler arası uyumun diğer iki sisteme göre daha yüksek olduğu saptandı.
- Kimyasal olarak oluşturulan periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden fosfor plak sistemi ile F-hızındaki film sistemi arasında anlamlı fark bulunamadı.

Çalışmamız *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiş olsa da klinik şartlar titizlikle sağlandığı ve tüm parametreler klinikte uygulananlarla eşdeğer olarak seçildiği için konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi görüntüleme sistemi adına elde edilen olumlu sonuçların, benzer bir klinik çalışmada da paralel sonuçlar vereceği düşünülmektedir. Bununla birlikte elde ettiğimiz bulguların klinik çalışmalarla da desteklenmesi bu savımızı doğrulamak yönünden zorunludur. Konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi teknolojisine sahip cihazların dişhekimliğinin farklı alanlarındaki tanı ve tedavi planlamalarına yönelik performanslarının klinik çalışmalarla desteklenmesi; bu gelişmiş görüntüleme sisteminin rutin olarak kullanımına olanak sağlamasının yanında, 3. boyuta yönelik sunduğu bilgiler ışığında erken tanı ve doğru tedavi planlamasına katkıda bulunacağı açıktır.

BÖLÜM 6

ÖZET

PERİAPİKAL LEZYON SAPTANABİLİRLİĞİNİN İKİ VE ÜÇ BOYUTLU DENTAL GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ İLE *İN VİTRO* OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmanın amacı, Accu-I-Tomo konik ışın hüzmeli bilgisayarlı tomografi sistemi (LCBCT)(Morita Co Ltd, Tokyo, Japonya), Digora Optime (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) fosfor plak sistemi ve F hızındaki filmleri (Eastman Kodak, Rochester, NY) kadavra mandibulalarda kimyasal yolla oluşturulan periapikal lezyonların saptanabilirliği yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Yapay lezyonlar, 12 kadavra insan mandibulası üzerindeki 21 premolar dişin alveoler soketlerine yerleştirilen kuru pamuk peletlerin %70'lik perklorik asit ile ıslatılması yoluyla oluşturuldu. Asit uygulamaları; 1 saat, 1,5 saat ve 2 saatlik zaman periyotlarında gerçekleştirildi. Her asit uygulama süresi sonrasında premolar dişlerin alveoler soketlerine geri yerleştirilmesini takiben, Accu-I-Tomo LCBCT sistemi, Digora Optime fosfor plak sistemi ve F hızındaki filmler olmak üzere 3 farklı görüntüleme sistemi kullanılarak görüntüleme işlemleri gerçekleştirildi. Çalışmaya katılan 6 gözlemci elde edilen görüntüler üzerinde periapikal lezyonların varlığını/ yokluğunu 5 dereceli bir skala yardımıyla skorlandı. Sistemlerin diagnostik doğruluğu (yeterliliği), ROC eğrilerinin altında kalan alanların hesaplanmasıyla belirlendi (A_z). Alanlar arasındaki karşılaştırmalar iki yönlü ANOVA analizi, ikili

karşılaştırmalarda ise Mann Whitney-U testi kullanılarak yapıldı. Gözlemciler arası uyum, Cohen's Kappa testi ile saptandı (κ).

LCBCT sistemi ($A_z = 0,862$); fosfor plak ($A_z = 0,752$) ve film ($A_z = 0,726$) sistemleri ile karşılaştırıldığında bütün asit uygulama süreleri için en yüksek diagnostik doğruluğu gösterdi ($p < 0,05$). İkili karşılaştırmalarda ise, LCBCT ve fosfor plak sistemi arasındaki fark tüm asit uygulamalarında istatistiksel olarak anlamlı iken ($p < 0,05$), LCBCT ve periapikal film arasındaki fark, sadece 1 saatlik asit uygulaması için anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Kappa değeri, LCBCT görüntüleme sistemi için orta-iyi olarak saptanırken, fosfor plak ve periapikal film için zayıf-orta aralığında bulundu.

Sonuç olarak, LCBCT görüntüleme sistemi çalışmada yer alan diğer görüntüleme sistemleri ile karşılaştırıldığında kimyasal yolla oluşturulan periapikal lezyonların saptanmasında en iyi tanısal doğruluğu göstermektedir.

BÖLÜM 7

ABSTRACT

IN *VITRO* EVALUATION OF TWO AND THREE DIMENSIONAL IMAGING SYSTEMS FOR THE DETECTION OF PERIAPICAL LESIONS

The aim of this study was to compare the diagnostic accuracy of Accu-I-Tomo limited cone beam CT (LCBCT) (Morita Co Ltd, Tokyo, Japonya), Digora Optime (Soredex Corporation, Helsinki, Finland) image plate system and F-speed film (Eastman Kodak, Rochester, NY) for the detection of chemically created periapical lesions in dry skulls.

Lesions were created by placing a cotton pellet and saturating the pellet by the solution of 70% perchloric acid at the bottom of premolar tooth sockets of 21 extracted teeth in 12 human jaw specimens. The acid was applied in 3 time periods (1 hr, 1.5 hrs and 2 hrs). Teeth were replaced in their sockets and radiographed with 3 imaging modalities - Accu-I-Tomo limited cone beam CT (LCBCT) (Morita Co Ltd, Tokyo, Japan), Digora Optime (Soredex Corporation, Helsinki, Finland) storage phosphor plate (SPP) system and F-speed film (Eastman Kodak, Rochester, NY). Six observers scored the images for the presence/absence of lesions using a 5-graded scale. Diagnostic accuracy, expressed as the area under the ROC curve (A_z), for each observer and modality was compared using two way ANOVA analysis. Pairwise comparisons were done using Mann Whitney-U test. Kappa (κ) was used to measure inter-observer agreement.

Significantly higher accuracy was found for LCBCT images ($A_z = 0.862$) compared with both SPP ($A_z = 0.752$) and F-speed film ($A_z = 0.726$) for all acid durations ($p < 0.05$). Pair-wise comparisons showed significant differences between LCBCT and film images for all acid applications ($p < 0.05$), while the difference between LCBCT and SPP images was significant only for 1.5 hrs of acid application ($p < 0.05$). κ ranged between fair to moderate for LCBCT and between slight to fair for SPP and film.

Overall, LCBCT images showed the best diagnostic accuracy in detecting chemically induced apical lesions.

BÖLÜM 8

KAYNAKLAR

1. Abrahams JJ, Berger S. (1998). Inflammatory disease of the jaw: appearance on reformatted CT images. *AJR Am J Roentgenol*, 170:1085–1091.
2. Abrahams JJ, Levine B. (1990). Expanded applications of DentaScan: multiplanar CT of the mandible and maxilla. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 10: 464–467.
3. Abrahams JJ, Olivario P. (1993). Odonotogenic cysts: improved imaging with a dental CT software program. *AJNR Am J Neuroradiol*, 14: 367–374.
4. Abrahams JJ. (2001). Dental CT Imaging. *Radiology*, 219: 334–45.
5. Akdeniz BG, Gröndahl HG, Magnusson B. (2006). Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries Res*, 40: 202–7.
6. Akdeniz BG, Soğur E. (2005). An ex vivo comparison of conventional and digital radiography for perceived image quality of root canal fillings. *Int Endod J*, 38: 397–401.
7. Arai Y, Honda K, Iwai K, Shinoda K. (2001). Practical model “3DX” of limited cone-beam X-ray CT for dental use. *Int Congr Ser*, 1230: 713–18.
8. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. (1999). Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*, 28: 245–8.
9. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. (1998). Development of Ortho Cubic Super High Resolution CT (Ortho-CT). *Computer Assisted Radiology and Surgery*, 780–5.

10. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. (2000). Fundamental efficiency of limited cone-beam X-ray CT (3DX multi image micro CT) for practical use. *Dental Radiology*, 40: 145–54.
11. Arnheiter C, Scarfe WC, Faran AG. (2006). Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiol*, 22: 8–5.
12. Baba R, Ueda K, Kuba A, Kohda E, Shigara N, *et al.* (1999). Development of a subject-standing-type cone-beam CT for chest and orthopedic imaging. *Radiology*, 213: 194.
13. Baba R, Ueda K, Ueki H, Umetani K. (1997). Elipsoid scan: chest cone-beam CT with a large elipsoidal view field using a 16-inch X-ray image intensifier. *Proc SPIE*, 3032: 349–57.
14. Bachmann G, Rossler R, Klett R, Rau WS, Bauer R. (1996). The role of magnetic resonance imaging and scintigraphy in the diagnosis of pathologic changes of the mandible after radiation therapy. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 25: 189–95.
15. Barton DJ, Clark SJ, Eleazer PD, Scheetz JP, Farman AG. (2003). Tuned-aperture computed tomography versus parallax analog and digital radiographic images in detecting second mesiobuccal canals in maxillary first molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 96: 223–8.
16. Battagel JM, Johal A, Smith AM, Kotecha B. (2002). Postural variation in oropharyngeal dimensions in subjects with sleep disordered breathing: a cephalometric study. *Eur J Orthod*; 24:263-76.
17. Beam CA, Baker ME, Paine SS, Sostman HD, Sullivan DC. (1992). Answering unanswered questions: proposal for a shared resource in clinical diagnostic radiology research. *Radiology*, 183(3):619–20.

18. Bender IB, Seltzer S. (1961). Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone. *J Am Dent Assoc*, 62: 152-60.
19. Bianchi SD, Lojcono A. (1998). 2D and 3D images generated by Cone Beam Computed Tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. *Computer Assisted Radiology and Surgery*, 792-7.
20. Biggerstaff BJ. (2000). Comparing diagnostic tests: a simple graphic using likelihood ratios. *Stat Med*, 19: 649-63.
21. Block RM, Bushell A, Rodrigues H, Langeland K. (1976). A histopathologic, histobacteriologic, and radiographic study of periapical endodontic surgical specimens. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 42: 656-78.
22. Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl HG. (2000). Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 29: 70-75.
23. Borg E, Gröndahl HG. (1996). On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. *Dentomaxillofac Radiol*, 25: 82-88.
24. Bou Serhal C, Jacobs R, Persoons M, Hermans R, van Steenberghe D. (2000). The accuracy of spiral tomography to assess bone quantity for the preoperative planning of implants in the posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res*, 11: 242-7.
25. Brooks SL, Miles DA. (1993). Advances in diagnostic imaging in dentistry. *Dent Clin North Am*, 37: 91-111.
26. Brynolf I. (1970). Roentgenologic periapical diagnosis. One, two or more roentgenograms? *Swed Dent J*, 63: 345.
27. Campbell G. (1994). General methodology I: advances in statistical methodology for the evaluation of diagnostic and laboratory tests. *Stat Med*; 13: 499-508.

- 28.** Cederberg RA, Tidwell E, Frederiksen NL, Benson BW. (1998). Endodontic working length assessment. Comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 85: 325–8.
- 29.** Cevidanes LH, Styner MA, Proffit WR. (2006). Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129:611–8.
- 30.** Colbeth RE, Allen MJ, Day DJ, Gilblom DL, Haris R, *et al.* (1998). Flat panel imaging system for fluoroscopy applications. *Proc SPIE*, 3336: 376–87.
- 31.** Conover GL, Hildebolt CF, Anthony D. (1995). Objective and subjective evaluations of Kodak Ektaspeed Plus dental X-ray film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 79: 246- 250.
- 32.** Cotti E, Campisi G, Garau V, Puddu G. (2002). A new technique for the study of periapical bone lesions: ultrasound real time imaging. *Int Endod J*, 35: 148–52.
- 33.** Cotti E, Simbola V, Dettori C, Campisi G. (2006). Echographic evaluation of bone lesions of endodontic origin: report of two cases in the same patient. *J Endod*, 32: 901–5.
- 34.** Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. (2007). Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod*, 33:1121-32.
- 35.** Cury PR, Araujo NS, Bowie J, Sallum EA, Jeffcoat MK. (2004). Comparison between subtraction radiography and conventional radiographic interpretation during long-term evaluation of periodontal therapy in Class II furcation defects. *J Periodontol*, 75: 1145–9.
- 36.** Czajka J, Rushton VE, Shearer AC, Horner K. (1996). Sensitometric and image quality performance of “rapid” intraoral film processing techniques. *Br J Radio*, 69: 49–58.

37. Danfort RA, Dus I, Mah J. (2003). 3-D volume imaging for dentistry: A new dimension. *CDA Journal*, 31: 817–23.
38. Droege RT, Morin RL. (1982). A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Med Phys*, 9: 758–60.
39. Droege RT. (1983). A practical method to routinely monitor resolution in digital images. *Med Phys*, 10: 337–43.
40. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Lambrecht JT, Schneeberger P, *et al.* (1996). Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci*, 104: 503–10.
41. Edwards MK. (1993). Magnetic resonance imaging of the head and neck. *Dent Clin North Am*, 37: 591–611.
42. Eggers G, Mukhamadiev D, Hassfeld S. (2005). Detection of foreign bodies of the head with digital volume tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 34: 74–9.
43. Ekestubbe A, Gröndahl K, Gröndahl HG. (1997). The use of tomography for dental implant planning. *Dentomaxillofac Radiol*, 26: 206–13.
44. Ekestubbe A, Thilander-Klang A, Lith A, Gröndahl HG. (2004). Effective and organ doses from scanography and zonography: a comparison with periapical radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 33: 87–92.
45. Erdem TL. (1993). Periapikal lezyonların ayırıcı tanısında bilgisayarlı tomografinin rolü. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
46. Farman TT, Farman AG. Evaluation of a new F speed dental X-ray film. The effect of processing solutions and a comparison with D and E speed films. *Dentomaxillofac Radiol*. 2000 Jan;29(1):41–5.

47. Frederiksen NL, Benson BW, Sokolowski TW. (1995). Effective dose and risk assessment from computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 24: 55–8.
48. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. (1999). Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J*, 32: 283–6.
49. Geist JR, Brand JW. (2001). Sensitometric comparison of speed group E and F dental radiographic films. *Dentomaxillofac Radiol*, 30: 147–152.
50. Gibbs SJ. (2000). Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 90: 538–45.
51. Gijbels F, Jacobs R, Sanderink G, De Smet E, Nowak B, *et al.* (2002). A comparison of the effective dose from scanography with periapical radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 31(3):159–63.
52. Goaz PW, White SC. (1987). *Oral radiology*. Mosby, St Louis, CV, p: 381.
53. Gröndahl HG, Huuonen S. (2004). Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. How new radiological techniques may improve endodontic diagnosis and treatment planning. *Endodontic Topics*, 8: 56–68.
54. Gröndahl K, Ekestubbe A, Gröndahl HG. (1993). A multimodal unit for comprehensive dento-maxillofacial radiography. *Dent Update*, 20: 436–40.
55. Gundappa M, Ng SY, Whaites EJ. (2006). Comparison of ultrasound, digital and conventional radiography in differentiating periapical lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, 35: 326–33.
56. Hanazawa T, Sano T, Seki K, Okano T. (2004). Radiologic measurements of the mandible: a comparison between CT-reformatted and conventional tomographic images. *Clin Oral Implants Res*, 15: 226–32.

- 57.** Hanley JA, McNeil BJ. (1982). The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiology*, 143: 29-36.
- 58.** Hannig C, Dullin C, Hulsmann M, Heidrich G. (2005). Three-dimensional, non-destructive visualization of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography: an ex vivo in vitro case report. *Int Endod J*, 38: 904–13.
- 59.** Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. (1990). In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endod Dent Traumatol*, 6: 49–55.
- 60.** Harris D, Buser D, Dula K, Gröndahl K, *et al.* (2002). E.A.O. Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implant Res*, 13: 566-570.
- 61.** Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, *et al.* (2003). A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95: 371–77.
- 62.** Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. (2003). Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *CDA Journal*, 31: 825–33.
- 63.** Hayakawa Y, Yamamoto K, Kousuge Y, Kobayashi N, Wakoh M, *et al.* (2003). Clinical validity of the interactive and low-dose three-dimensional dento-alveolar imaging system, tuned-aperture computed tomography. *Bull Tokyo Dent Col*, 44: 159–67.
- 64.** Hendee WR. (1979). *Medical Radiation Physics*, 2nd edition, Year Book Medical Publishers, Chicago, USA, p: 517.

65. Henderson RA. (1993). Assessing test accuracy and its clinical consequences: a primer for receiver operating characteristic curve analysis. *Ann Clin Biochem*, 30:521-39.
66. Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR. (2000). Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am*, 44: 273–97.
67. Hillman BJ. (1994). Outcomes research and cost effectiveness analysis for diagnostic imaging. *Radiology*, 193: 307–310.
68. Hintze H, Wenzel A, Frydenberg M. (2002). Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*, 31: 170–5.
69. Hirsch E., Graf H.-L., Hemprich A. (2003). Comparative investigation of image quality of three different X-ray procedures. *Dentomaxillofac Radiol*, 32: 201–11.
70. Holtzmann DJ, Johnson WT, Southard TE, Khademi JA, Chang PJ, *et al.* (1998). Storage-phosphor computed radiography versus film radiography in the detection of pathologic periradicular bone loss in cadavers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 86: 90–7.
71. Honda K, Arai Y, Iwai K, Hashimoto K, Saitou T, *et al.* (2000). Fundamental efficiency of new-style limited-cone-beam CT (3DX) –comparison with helical CT. *Jpn Tomogr*, 27: 193–8.
72. Honda K, Larheim TA, Johannessen S, Arai Y, Shinoda K, *et al.* (2001). Ortho cubic super-high resolution computed tomography: a new radiographic technique with application to the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 91: 239–43.
73. Hounsfield GN. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*, 46: 1016–22.

74. Huda W, Rill LN, Benn DK, Pettigrew JC. (1997). Comparison of photostimulable phosphor system with film for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 83: 725–31.
75. Huumonen S, Kvist T, Grondahl K, Molander A. (2006). Diagnostic value of computed tomography in re-treatment of root fillings in maxillary molars. *Int Endod J*, 39: 827–33.
76. Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, Shinoda K. (2001). Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible A case report. *Clin Oral Implants Res*, 12: 539–42.
77. Iwai K, Arai Y, Hashimoto K, Nishizawa K. (2000). Estimation of effective dose from limited cone beam X-ray CT examination. *Dent Radiol*, 40: 251–59.
78. Jaffe TA, Nelson RC, Johnson GA, Lee ER, Yoshizumi TT, *et al.* (2006). Optimization of multiplanar reformations from isotropic data sets acquired with 16-detector row helical CT scanner. *Radiology*, 238:292–9.
79. Jaffray DA, Siewerdsen JH. (2000). Cone-beam computed tomography with a panel imager: initial performance characterization. *Med Phys*, 27: 1311–23.
80. Kaneda T, Minami M, Ozawa K, Akimoto Y, Utsunomiya T, *et al.* (1995). Magnetic resonance imaging of osteomyelitis in the mandible. Comparative study with other radiologic modalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 79: 634–40.
81. Kavadella A, Karayiannis A, Nicopoulou-Karayianni K. (2006). Detectability of experimental peri-implant cancellous bone lesions using conventional and direct digital radiography. *Australian Dental Journal*;51: 180–186.

- 82.** Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. (2004). Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*,19: 228–31.
- 83.** Koch S, Wagner IV, Schneider W. (2000). Effective and quality- controlled use of digital radiography in dental practice. *Int J Comput Dent*, 3: 107–18.
- 84.** Koenig L, Parks E, Analou M, Eckert G. (2004). The impact of image compression on diagnostic quality of digital images for detection of chemically-induced periapical lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, 33: 37–43.
- 85.** Kullendorff B, Nilsson M, Rohlin M. (1996). Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: overall comparison between conventional and direct digital radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82: 344–50.
- 86.** Kullendorff B, Nilsson M. (1996). Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions. II. Effects on diagnostic accuracy after application of image processing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82: 585–9.
- 87.** Kullendorff B, Petersson K, Rohlin M. (1997). Direct digital radiography for the detection of periapical bone lesions: a clinical study. *Endod Dent Traumatol*, 13: 183–9.
- 88.** Kunzel A, Scherkowski D, Willers R, Becker J. (2003). Visually detectable resolution of intraoral dental films. *Dentomaxillofac Radiol*, 32: 385–9.
- 89.** Landis JR, Koch GG (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33: 159–74.
- 90.** Langeland K, Langeland LK, Anderson DM. (1977). Corticosteroids in dentistry. *Int Dent J*, 27: 217–51.

- 91.** Langen HJ, Fuhrmann R, Diedrich P, Gunther RW. (1995). Diagnosis of infra-alveolar bony lesions in the dentate alveolar process with high-resolution computed tomography. Experimental results. *Invest Radiol*, 30: 421–6.
- 92.** Langlotz CP. (2003). Fundamental measures of diagnostic examination performance: usefulness for clinical decision making and research. *Radiology*, 228: 3–9.
- 93.** Lascala CA, Panella J, Marques MM. (2004). Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol*, 33: 291–4.
- 94.** Lavelle CLB, Wu CJ. (1994). When will excellent radiographic images be available to the general dental office? *Dentomaxillofac Radiol*, 23: 183–91.
- 95.** Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ, Hosoi T, Adams AM. (2001). Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. *Dentomaxillofac Radiology*, 30: 255–59.
- 96.** Lee K, Kaneda T, Mori S, Minami M, Motohashi J, *et al.* (2003). Magnetic resonance imaging of normal and osteomyelitis in the mandible: assessment of short inversion time inversion recovery sequence. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 96: 499–507.
- 97.** Lee SJ, Messer HH. (1986). Radiographic appearance of artificially prepared periapical lesions confined to cancellous bone. *Int Endod J*, 19: 64–72.
- 98.** Lewis MA. (2001). Multislice CT: opportunities and challenges. *Br J Radiol*, 74: 779–81.

99. Liang H, Tyndall DA, Ludlow JB, Lang LA. (1999). Cross-sectional presurgical implant imaging using tuned aperture computed tomography (TACT). *Dentomaxillofac Radiol*, 28: 232–7.
100. Light TR. (1996). Musculoskeletal introduction: clinical applications of musculoskeletal nuclear medicine. In: Henkin RE, Boles MA, Wagner RH et al. *Nuclear Medicine*. Mosby-Year Book, USA, pp: 1123–56.
101. Lim KF, Loh EE-M, Hong HY. (1995). Quantitative assessment of a new intra-oral digital imaging system. *J Dent Res*, 74: 463.
102. Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Grondahl K, Grondahl HG. (2007). Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103:114–9.
103. Love C, Din AS, Tomas MB, Kalapparambath TP, Palestro CJ. (2003). Radionuclide bone imaging: an illustrative review. *RadioGraphics*, 23: 341–58.
104. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. (2006). Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*, 35: 219–26.
105. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. (2003). Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol*, 32: 229–34.
106. Ludlow JB, Platin E, Mol A. (2001). Characteristics of Kodak Insight, an F-speed intraoral film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 91: 120–9.
107. Mah J, Enciso R, Jorgensen M. (2003). Management of impacted cuspids using 3-D volumetric imaging. *CDA Journal*, 31: 835–41.

- 108.** Maki K, Usui T, Kubota M, Nakano H, Shibasaki Y, *et al.* (2002). Application of cone-beam X-ray CT in dento-maxillofacial region. *Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1003–8.
- 109.** Meier AW, Brown CE, Miles DA, Analoui M. (1996). Interpretation of chemically created periapical lesions using direct digital imaging. *J Endod*, 22: 516–20.
- 110.** Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. (2005). Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol*, 76: 665–73.
- 111.** Miles DA, Van Dis ML.(1993). Implant radiology. *Dent Clin North Am*, 37: 645–8.
- 112.** Misch KA, Yi ES, Sarment DP. (2006). Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol*, 77: 1261–6.
- 113.** Morfis AS. (1990). Vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 69: 631–5.
- 114.** Morner-Svalling AC, Tronje G, Andersson LG, Welander U. (2003). Comparison of the diagnostic potential of direct digital and conventional intraoral radiography in the evaluation of peri-implant conditions. *Clin Oral Implants Res*, 14: 714–9.
- 115.** Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter JP. (1989). Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 68: 238–42.
- 116.** Moystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Grondahl HG. (1996). Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol*, 25: 202–6.

117. Moystad A, Svanaes DB, van der Stelt PF, Grondahl HG, Wenzel A, *et al.* (2003). Comparison of standard and task-specific enhancement of Digora storage phosphor images for approximal caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol*, 32: 390–6.
118. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini Tinazzi P, Begamo I, *et al.* (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone beam technique: preliminary results. *European Radiology*, 8: 1558–64.
119. Nair MK, Nair UP, Gröndahl HG, Webber RL. (2002). Accuracy of tuned aperture computed tomography in the diagnosis of radicular fractures in non-restored maxillary anterior teeth-an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*, 31: 299–304.
120. Nair MK, Nair UP. (2001). An in-vitro evaluation of Kodak Insight and Ektaspeed Plus film with a CMOS detector for natural proximal caries: ROC analysis. *Caries Res*, 35: 354–9.
121. Nair MK, Webber RL, Johnson MP. (2000). Comparative evaluation of Tuned Aperture Computed Tomography for the detection of mandibular fractures. *Dentomaxillofac Radiol*, 29: 297–301.
122. Nair MK. (2003). Diagnostic accuracy of Tuned Aperture Computed Tomography (TACT). *Swed Dent J Suppl*, 159: 1–93.
123. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Asada K. (2002). Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 31: 322–6.
124. Nakfoor CA, Brooks SL. (1992). Compliance of Michigan dentists with radiographs safety recommendations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 73: 510–3.
125. Nance R, Tyndall D, Levin LG, Trope M. (2000). Identification of root canals in molars by tuned-aperture computed tomography. *Int Endod J*, 33: 392–6.

- 126.** Naoum HJ, Chandler NP, Love RM. (2003). Conventional versus storage phosphor-plate digital images to visualize the root canal system contrasted with a radiopaque medium. *J Endod*, 29: 349–52.
- 127.** Newton TH, Potts DG. (1981). *Technical Aspects of Computed Tomography*. 5th edition, Mosby, St. Louis, USA, p:615.
- 128.** Ning R, Chen B, Yu R, Conover D, Tang X, *et al.* (2000). Flat panel detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Trans Med Imag*, 19: 949–63.
- 129.** Ning R, Kruger RA. (1988). Computed simulation of image intensifier-based computed tomography detector: vascular application. *Phys Med Biol*, 15: 188–92.
- 130.** Ning R, Wang X, Conover DL, Tang X. (1997). Image-intensifier-based volume tomographic angiography imaging system. *Proc SPIE*, 3032: 238–246.
- 131.** Obuchowski NA, Zepp RC. (1996). Simple steps for improving multiple-reader studies in radiology. *Am J Roentgenol*, 166(3):517–21.
- 132.** Obuchowski NA. (2000). Sample size tables for receiver operating characteristic studies. *Am J Roentgenol*, 175: 603–8.
- 133.** Obuchowski NA. (2003). Receiver operating characteristic curves and their use in radiology. *Radiology*, 229: 3–8.
- 134.** Obuchowski NA. (2004). How many observers are needed in clinical studies of medical imaging? *Am J Roentgenol*, 182: 867–69.
- 135.** Pae EK, Lowe AA, Sasaki K, Price C, Tsuchiya M, *et al.* (1994). A cephalometric and electromyographic study of upper airway structures in the upright and supine positions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106: 52-9.
- 136.** Parks ET, Williamson GF. (2002). Digital radiography: an overview. *J Contemp Dent Pract*, 3: 23–39.

- 137.** Pauzaras SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR. (2000). Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89: 356- 62.
- 138.** Pawelzik J, Cohnen M, Willers R, Becker J. (2002). A comparison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assessment of impacted mandibular third molars. *J Oral Maxillofac Surg*, 60: 979–84.
- 139.** Peltola JS, Mattila M. (2004). Cross-sectional tomograms obtained with four panoramic radiographic units in the assessment of implant site measurements. *Dentomaxillofac Radiol*, 33: 295–300.
- 140.** Preda L, Di Maggio EM, Dore R, La Fianza A, Solcia M, *et al.* (1997). Use of spiral computed tomography for multiplanar dental reconstruction. *Dentomaxillofac Radiol* 26: 327–31.
- 141.** Ramadan AE, Mitchell DF. (1962). A roentgenographic study of experimental bone destructions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 15: 934–42.
- 142.** Ramesh A, Ludlow Jb, Webber RL, Tyndall DA, Paquette D. (2002). Evaluation of tuned-aperture computed tomography in the detection of simulated periodontal defects. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 93: 341–9.
- 143.** Rayner JA, Southam JC. (1979). Pulp changes in deciduous teeth associated with deep carious dentine. *J Dent*, 7: 39–42.
- 144.** Rigolone M, Damiano P, Beruuti E, Bianchi SD. (2003). Vestibular surgical access to the palatine root of the superior first molar: ‘low-dose Cone-beam’ CT

analysis of the pathway and its anatomic variations. *Journal of Endodontics*, 29: 773–5.

145. Ritman EL, Kinsey H, Robb RA, Gilbert BK, Haris LD, *et al.* (1980). Three-dimensional imaging of heart, lungs, and circulation. *Science*, 210: 273–80.

146. Robb RA. (1982). Dynamic spatial reconstructor: an X-ray video fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Tans Med Im*, MI-1(1): 22–3.

147. Roithmann R, Kassell EE, Kirsch JC, Wortzman G, Abrahams JJ, *et al.* (1993). New radiographic techniques for detection of mandibular invasion by cancer. *Oper Tech Otolaryngol Head Neck Surg*, 2: 149–154.

148. Rosenfeld AL, Mecal RA. (1996). The use of interactive computed tomography to predict the esthetic and functional demands of implant-supported prostheses. *Compend Contin Educ Dent*, 17: 1125–8.

149. Ruttimann UE, Webber RL, Hazelrig JB. (1992). Fractal dimension from radiographs of periodontal alveolar bone. A possible diagnostic indicator of osteoporosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 74: 98–110.

150. Saini S, Sharma R, Levine LA, Barmson RT, Jordan PF, *et al.* (2001). Technical cost of CT examinations. *Radiology*, 218: 172–5.

151. Saint-Félix D, Trouset Y, Picard C, Ponchut C, Roméas R, *et al.* (1994). In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys Med Biol*, 40: 1863.

152. Sanderink GC, Miles DA. (2000). Intraoral detectors. CCD, CMOS, TFT, and other devices. *Dent Clin North Am*, 44: 249–55.

153. Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K. (2004). Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images

for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. *Quintessence Int*, 35: 525–8.

154. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*, 72: 75–80.

155. Schulze D, Blessmann M, Pohlenz P, Wagner KW, Heiland M. (2006). Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 35: 232–5.

156. Schulze RK, Nackat D, D'hoedt B. (2004). In vitro carious lesion detection on D-, E-, and F-speed radiographic films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 97: 529-34.

157. Sekihara K, Kawai H, Yamamoto K, Kumazaki T. (1995). Cone-beam CT angiography. *Proc JAMIT Front*, 23–8.

158. Shearer AC, Mullane E, Macfarlane TV, Grondahl HG, Horner K. (2001). Three phosphor plate systems and film compared for imaging root canals. *Int Endod J*, 34: 275–9.

159. Shoha RR, Dowson J, Richards AG. (1974). Radiographic interpretation of experimentally produced bony lesions. *Oral Surg*, 38: 294–303.

160. Shwartz SF, Foster JK. (1971). Roentgenographic interpretation of experimentally produced bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 32: 606–12.

161. Siewerdsen JH, Jaffray DA. (1999). Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag. *Med Phys*, 26: 2635–47.

162. Simon JH, Enciso R, Malfaz JM, Roges R, Bailey-Perry M, *et al.* (2006). Differential diagnosis of large periapical lesions using cone-beam computed tomography measurements and biopsy. *J Endod*, 32: 833–7.

- 163.** Stavropoulos A, Wenzel A. (2007). Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clin Oral Invest*, 11: 101–6.
- 164.** Sullivan JE, Di Fiore PM, Koerber A. (1996). Radiovisiography in the detection of periapical lesions. *J Endod*, 26: 32–5.
- 165.** Sutthiprapaporn P, Tanimoto K, Ohtsuka M, Nagasaki T, Iida Y, *et al.* (2008). Positional changes of oropharyngeal structures due to gravity in the upright and supine positions. *Dentomaxillofac Radiol*, 37:130–5.
- 166.** Svanaes DB, Moystad A, Larheim TA. (2000). Approximal caries depth assessment with storage phosphor versus film radiography. Evaluation of the caries-specific Oslo enhancement procedure. *Caries Res*, 34: 448–53.
- 167.** Svenson B, Petersson A. (1993). A comparison of Flow and Kodak dental X-ray films by means of perceptibility curves. *Acta Odontol Scand*, 51: 123–8.
- 168.** Swets JA. (1979). ROC analysis applied to the evaluation of medical imaging techniques. *Invest Radiol*, 14:109-21.
- 169.** Syriopoulos K, Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF. (2001). Sensitometric and clinical evaluation of a new F-speed dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol*, 30: 40–4.
- 170.** Tammissalo E, Hallikainen D, Kanerva H, Tammissalo T. (1992). Comprehensive oral X-ray diagnosis: Scanora multimodal radiography. A preliminary description. *Dentomaxillofac Radiol*, 21: 9–15.
- 171.** Tammissalo T, Luostarinen T, Vahatalo K, Tammissalo EH. (1993). Comparison of periapical and detailed narrow-beam radiography for diagnosis of periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, 22: 183–7.

172. Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, *et al.* (2000). Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89: 509–18.
173. Thrall JH, Ziessman HA.(2001). Skeletal System. In: *Nuclear Medicine*. 2. ed., Mosby, USA, pp: 110-45.
174. Thunthy KH, Manson-Hing LR. (1978). Effect of mAs and kVp on resolution and on image contrast. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 46: 454–61.
175. Thunthy KH. (1978). Radiographic illusions due to faulty angulations. *Dent Radiogr Photogr*, 51: 1–7.
176. Tirrell BC, Miles DA, Brown CE, Legan JJ. (1996). Interpretation of chemically created lesions using direct digital imaging. *J Endod*, 22: 74–78.
177. Tjelmeland EM, Moore WS, Hermes CB, Buikema DJ. (1998). A perceptibility curve comparison of Ultraspeed and Ektaspeed plus film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 85: 485–8.
178. Trope M, Pettigrew J, Petras J, Barnett F, Tronstad L. (1989). Differentiation of radicular cyst and granulomas using computerized tomography. *Endod Dent Traumatol*, 5: 69–72.
179. Tuncel E. (1989). *Diagnostik Radyoloji*, 1. Baskı, Taş kitapçılık, İstanbul, p: 293–318.
180. Tyndall DA, Brooks SL. (2000). Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89: 630-37.
181. van der Stelt PF. (1985). Experimentally produced bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 59: 306-12.

- 182.** van der Stelt. (2000). Principles of digital imaging. *Dent Clin North Am*, 44: 237–48.
- 183.** Vandre RH, Pajak JC, Abdel-Nabi H, Farman TT, Farman AG. (2000). Comparison of observer performance in determining the position of endodontic files with physical measures in the evaluation of dental X-ray imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol*, 29: 216-22.
- 184.** Vannier MW, Hildebolt CF, Conover G, Knapp RH, Yokoyama-Crothers N, *et al.* (1997). Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 84: 561–70.
- 185.** Velders XL, Sanderick GC, van der Stelt PF. (1996). Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81: 607–12.
- 186.** Velders XL, Van Aken J, Van der Stelt PF. (1991). Absorbed dose to organs in the head and neck from bitewing radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 20: 161–5.
- 187.** Velvart P, Hecker H, Tillinger G. (2001). Detection of the apical lesion and the mandibular canal in conventional radiography and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 92: 682–8.
- 188.** Versteeg CH, Sanderink GCH, Van Der Stelt PF. (1997). Efficacy of digital introral radiography in clinical dentistry. *J Dentistry*, 25: 215–34.
- 189.** Wallace JA, Nair MK, Colaco MF, Kapa SF. (2001). A comparative evaluation of the diagnostic efficacy of film and digital sensors for detection of simulated periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 92: 93–7.
- 190.** Webber RL, Horton RA, Underhill TE, Ludlow Jb, Tyndall DA. (1996). Comparison of film, direct digital, and tuned-aperture computed tomography images

to identify the location of crestal defects around endosseous titanium implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81: 480–90.

191. Webber RL. (1985). Computers in dental radiography: a scenario for the future. *J Am Dent Assoc*, 111: 419–24.

192. Wenzel A (1995). Direct digital radiography in the dental Office. *Int Dent J*, 45: 27–34.

193. Wenzel A, Aagaard E, Sindet-Pedersen S. (1998). Evaluation of a new radiographic technique: outcome following removal of mandibular third molars. *Dentomaxillofac Radiol*, 27: 264–9.

194. Wenzel A, Hintze H, Horsted-Bindslev P. (1998). Accuracy of radiographic detection of residual caries in connection with tunnel restorations. *Caries Res*, 32: 17–22.

195. Wenzel A. (2000). Digital imaging for dental caries. *Dent Clin North Am*, 44: 319–38.

196. Whaites E. (2006). *Essentials of Dental Radiography and Radiology*, 4th edition, Churchill Livingstone, UK, p: 143–150.

197. White SC, Heslop EW, Hollender LG, Moiser KM, Ruprecht A, *et al.* (2001). Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 91: 498-511.

198. Woolhiser GA, Brand JW, Hoen MM, Geist JR, Pikula AA, *et al.* (2005). Accuracy of film-based, digital, and enhanced digital images for endodontic length determination. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 99: 499–504.

199. Wyatt CC, Pharoah MJ. (1998). Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int J Prosthodont*, 11: 442–52.

- 200.** Yanagisawa K, Friedman C, Abrahams JJ. (1993). DentaScan imaging of the mandible and maxilla. *Head Neck*, 14: 979–990.
- 201.** Yokota ET, Miles DA, Newton CW, Brown Jr CE. (1994). Interpretation of periapical lesions using RadioVisioGraphy. *J Endod*, 20: 490–494.
- 202.** Zweig MH, Campbell G. (1993). Receiver –operating characteristics (ROC) plots: a fundamental evaluation tool in clinical medicine. *Clin Chem*; 39: 561–77.

ÖZGEÇMİŞ

1977, Ankara doğumluyum.

İlköğrenimimi Niğde İsmet İnönü İlkokulunda; orta öğrenimimi ise Niğde Anadolu Lisesi'nde 1995 yılında tamamladım.

1995–1996 öğrenim yılında girdiğim Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden 1999–2000 öğrenim yılında mezun oldum. 2001–2002 öğretim yılında aynı fakültenin Oral Diagnoz ve Radyoloji Bilim Dalı'nda, E.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsüne bağlı olarak doktora programına başladım. 2004 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Evliyim.