



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**PERİODONTAL KEMİK DEFEKTLERİNİN VARLIĞI VE
BUKKAL-LİNGUAL LOKALİZASYONLARININ
BELİRLENMESİNDE FARKLI İNTRAORAL GÖRÜNTÜLEME
YÖNTEMLERİ İLE DİJİTAL SUBTRAKSİYON TEKNİĞİNİN
ETKİNLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Mehmet Eray KOLSUZ

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Candan Semra PAKSOY**

2013 - ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PERİODONTAL KEMİK DEFEKTLERİNİN VARLIĞI VE
BUKKAL-LİNGUAL LOKALİZASYONLARININ
BELİRLENMESİNDE FARKLI İNTRAORAL GÖRÜNTÜLEME
YÖNTEMLERİ İLE DİJİTAL SUBTRAKSİYON TEKİNİĞİNİN
ETKİNLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Mehmet Eray KOLSUZ

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Candan Semra PAKSOY**

2013 - ANKARA

Jüri Onay Sayfası

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Doktora Programı

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:/...../2013

.....

.....

(Jüri Başkanı)

.....

..... Üniversitesi

.....

..... Üniversitesi

.....

..... Üniversitesi

.....

..... Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay Sayfası	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ÖNSÖZ	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER	vii
ÇİZELGELER	viii
1. GİRİŞ	1
1. Dental Görüntüleme Sistemleri	1
1.1.1. Konvansiyonel Sistemler	1
1.1.1.1. X-ışını tarihçesi	1
1.1.1.2. X-ışını elde edilişi	1
1.1.1.3. Analog Görüntü Oluşumu	2
1.1.2. Dijital Sistemler	2
1.1.2.1. Genel Bilgiler	2
1.1.2.2. İndirekt Dijital Görüntüleme	4
1.1.2.3. Direkt Dijital Görüntü Sensörleri	5
1.1.2.3.1. CCD sensörler	5
1.1.2.3.2. Complementary Metal Oxide Semiconductor /Active Pixel Sensor (CMOS/APS)	6
1.1.2.3.3. Charge Injection Device (CID)	7
1.1.2.4. Direkt Dijital Görüntü Plakları	7
1.1.2.4.1. Photostimulable Phosphor Plates (PSP)	7
1.2. Dijital Subtraksiyon Radyografi (Digital Subtraction Radiography)(DSR)	9
1.3. Radyografik Görüntünün Özellikleri	13
1.3.1. Radyografik Densite	14
1.3.2. Radyografik Kontrast	15
1.3.3. Film Hızı	17
1.3.4. Film Işınlama Aralığı (Latitude)	18
1.3.5. Radyografik Gürültü (Noise)	19

1.3.6. Radyografik Bulanıklık	19
1.3.7. Görüntü Boyut Distorsiyonu	20
1.3.8. Görüntü Şekil Distorsiyonu	21
1.4. Radyografların Yorumlanması	22
1.5. Periodontal Hastalıklar	25
1.5.1. Kemik Defektlerinin Sınıflandırılması	26
1.6. Periodontal Hastalıkta Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri	32
1.6.1. Standardizasyon	34
1.6.2. Paralel Teknik	35
1.6.3. Bite-wing Tekniği	38
3. BULGULAR	50
4. TARTIŞMA	62
5. SONUÇ	78
ÖZET	79
SUMMARY	80
KAYNAKLAR	81
ÖZGEÇMİŞ	89

ÖNSÖZ

Mandibuler molar ve premolar dişlerdeki kemik defektlerinin bukkal, lingual lokalizasyonunu belirlemede kablolu dijital görüntüleme sistemi, konvansiyonel, kablosuz dijital görüntüleme sistemi etkinliğini karşılaştırmaktır. Yapılan bu çalışmada 3 farklı görüntüleme sistemine yardımcı olarak kullanılan dijital subtraksiyon programının periodontal defektlerin varlığı ve lokalizasyonlarının belirlenmesindeki etkinliği araştırılmıştır. Bu çalışmanın gerçekleşmesinde; sayın hocam Prof. Dr. Candan S. Paksoy başta olmak üzere Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Sebahat Görgün, Prof. Dr. Bengi Öztaş, Prof. Dr. Kaan Orhan, Doç. Dr. Rana Nalçacı, Doç. Dr. Kıvanç Kamburoğlu'na, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Elif Ünsal'a, çalışmada kullanılan materyalin temininde yardımlarını esirgemeyen Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Pelin Güneri, Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Tıp Bilimler Anabilim Dalı Anatomi Bölümü Yrd. Doç. Dr. Burak Bilecenoğlu, Dr. İlker Görür'e, tezin istatistiksel değerlendirmesini yapan Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Bioistatistik Anabilim Dalından Nazmiye Kurşun'a, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Ağız Diş Çene radyolojisi Anabilim Dalı'nda ve Periodontoloji Anabilim Dalı'nda görev yapan çalışma arkadaşlarıma ve tüm personeline teşekkür ederim.

Çalışmalarım sırasında varlığıyla bana destek olan eşim Serap Kolsuz'a, bulunduğum yere gelmemi sağlayan, her şeyimi borçlu olduğum aileme teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

CCD	Charge-Coupled Device
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
APS	Active Pixel Sensor
CID	Charge Injection Device
PSP	Photostimulable Phosphor Plate (fosfor plak)
DSR	Dijital Subtraksiyon Radyografi
mA	Mili-Amper
kVp	Kilo Voltaj Peak
RVG	Radio Visio Graphy
DGS	Dijital Görüntüleme Sistemi

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Kablosuz ve kablolu dijital sistem ekipmanları	4
Şekil 1.4. 40-100 kVp kVp-Kontrast ilişkisi	16
Şekil 1.5. Kemik defektlerinin duvar sayısına göre görüntüsü	28
Şekil 1.6. Kemik içi defekt sınıflandırma tablosu	29
Şekil 1.7. Film tutucu ile intraoral radyografi	36
Şekil 1.8. Film obje ilişkisi	37
Şekil 1.9. Işın kaynağı film obje ilişkisi	38
Şekil 1.10. Bite wing radyografi	39
Şekil 2.1. a. Defektsiz molar diş görüntüsü, b. 2 mm defektli molar diş görüntüsü, c. Defektsiz premolar diş görüntüsü, d. 2 mm defektli premolar diş görüntüsü	41
Şekil 2.2. Yumuşak doku eşdeğeri mum ile kaplanmış çene	42
Şekil 2.3. Dentsply Rinn film tutucu	42
Şekil 2.4. Kablosuz dijital görüntüleme sistemi ekipmanları	43
Şekil 2.5. a. defektsiz konvansiyonel görüntü b- 2 mm defektli konvansiyonel görüntü c- 4 mm defektli konvansiyonel görüntü d- 0-2 mm çakıştırma görüntüsü	44
Şekil 2.6. a. Defektsiz, kablosuz dijital görüntü sistemi ile alınmış görüntü, b. 2 mm defektli, kablosuz dijital görüntü sistemi ile alınmış görüntü, c. 4 mm defektli, kablosuz dijital görüntü sistemi ile alınmış görüntü, d. 0-2 mm, çakıştırma görüntüsü	44
Şekil 2.7. a. defektsiz, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, b. 2 mm defektli, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, c. 4 mm defektli, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, d. 0-2 mm çakıştırma görüntüsü	45

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Gözlemcilere verilen değerlendirme formu	49
Çizelge 4.1. 0, 2 ve 4 mm defektlerin varlığını belirlemede, 3 farklı görüntüleme yönteminin etkinlikleri (Molar ve premolar dişlerde)	50
Çizelge 4.2. 3 farklı görüntüleme sistemi ile hazırlanan subtraksiyon görüntülerinin, molar-premolar dişlerde defektin varlığı yokluğunu belirlemedeki duyarlılığı	51
Çizelge 4.3. 0, 2, 4 mm defektlerin varlığını belirlemede, 3 farklı görüntüleme sisteminin molar ve premolar tüm dişlerde duyarlılık karşılaştırılması	52
Çizelge 4.4. Çakıştırma görüntülerinde 3 farklı görüntüleme sisteminin molar ve premolar tüm dişlerde defektin varlığı yokluğu üzerindeki duyarlılığının saptanması	52
Çizelge 4.5. 3 görüntüleme sisteminin ve subtraksiyon yönteminin defektin yerini (bukkal ya da lingual ayırmadan) doğru olarak ayırmasama oranlarının (duyarlılığının) karşılaştırılması:	53
Çizelge 4.6. Molar ve premolar tüm dişlerde 2 mm defekt ile hazırlanan görüntülerde 3 farklı görüntüleme sistemi ile defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık	53
Çizelge 4.7. Molar ve premolar tüm dişlerde 4 mm defekt ile hazırlanan görüntülerde 3 farklı görüntüleme sistemi ile defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık	54
Çizelge 4.8. Molar, premolar tüm dişlerde 0 mm defekt bulunmayan ve 2 mm defekt bulunan görüntülerin çakıştırılması sonrası defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde görüntüleme sistemlerinin duyarlılığı	55
Çizelge 4.9. Molar ve premolar tüm dişlerde 0 mm defekt bulunmayan ve 4 mm defekt bulunan görüntülerin çakıştırılması sonrası defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık	56
Çizelge 4.10. Molar ve premolar tüm dişlerde 2 mm defekt bulunan ve 4 mm defekt bulunan görüntülerin çakıştırılması sonrası defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık	57

Çizelge 4.11. 2 mm defektlerde, molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sisteminin duyarlılığı	57
Çizelge 4.12. 4 mm defektlerde, molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sisteminin duyarlılığı	58
Çizelge 4.13. Molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sistemi ile hazırlanan 0-2 mm subtraksiyon görüntülerinde duyarlılığı incelenmesi	58
Çizelge 4.14. Molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sistemi ile hazırlanan 0-4 mm subtraksiyon görüntülerinde duyarlılığı incelenmesi	59
Çizelge 4.15. Molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sistemi ile hazırlanan 2-4 mm subtraksiyon görüntülerinde duyarlılığı incelenmesi	59
Çizelge 4.16. Farklı defekt boyutlarının varlığının yokluğunun belirlenmesinde gözlemcilerin kararsız kalma yüzdeleri	60
Çizelge 4.17. Farklı defekt boyutlarında defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde gözlemcilerin kararsız kalma yüzdeleri.	60

1. GİRİŞ

1. Dental Görüntüleme Sistemleri

1.1.1. Konvansiyonel Sistemler

1.1.1.1. X-ışını tarihçesi

Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen, 1895 senesinde x-ışınını keşfetti. Buluşunu kamuoyuna açıklamasını takip eden birkaç hafta içerisinde, Alman Dış Hekimi Otto Walkoff, kendi ağzına yerleştirdiği lastikle sarılı küçük cam fotoğrafik plakları 25 dakika ışınlayarak, ilk dental radyografiyi elde etti. Aradan geçen yaklaşık 110 yıllık süreç içerisinde filmlerin özellikleri ve duyarlılıkları büyük gelişim gösterdi (Haring ve ark, 2000)

1.1.1.2. X-ışını elde edilişi

X-ışınları, havası boşaltılmış bir tüp içinde, ısıtılan katotta oluşturulan elektron demetinin yüksek gerilim uygulayıp hızlandırılarak, anota çarptırılması ile elde edilmektedir. Katottan fırlatılan elektronlar anota çarptıklarında birden bire dururlar ve kinetik enerjileri başka enerji şekillerine dönüşür. Enerjinin korunması prensibine göre, röntgen cihazlarında gerçekleşen değişim ile, bu enerjinin % 99,8 i ısıya dönüşürken, sadece % 0,2 'si hedef anot materyalinin atomları ile etkileşime girerek frenleme ve karakteristik radyasyon şeklinde tanımlanan x-ışınını oluşturmaktadır (White, 2004 page:3-16 chapter 1)

1.1.1.3. Analog Görüntü Oluşumu

Filmin ışınlanması sırasında, x-ışınlarının bir kısmı, filmin önünde bulunan diş, kemik gibi sert dokulara gelince bu dokular tarafından absorbe edilir, tutulurlar ve bu dokuların arkasında bulunan filme geçemezler. Yumuşak doku, boşluklar gibi kısımlara gelen x-ışınları burada absorbe edilemeyeceğinden, tamamen filme ulaşırlar. Filme ulaşan x-ışınları filmin emülsiyon tabakasında süspanse halde bulunan gümüş bromid kristallerini fiziksel bir değişime uğratarak gümüş ve bromid şeklinde iyonize eder, ayrıştırır. Sert dokuların olduğu bölgede ise x-ışınları filme ulaşmadığı veya çok az ulaşabildiği için gümüş bromid kristallerini daha az ayrıştırır, iyonize eder veya hiç ayrıştırmaz. Bu şekilde x-ışınları yardımıyla film üzerinde latent imaj oluşur. Bu latent imaj gözle görülmez. Gümüş bromid kristalleri, banyo solüsyonlarında kimyasal reaksiyona girerek latent imajı görünür hale getirirler. Birinci banyo, solüsyonunda x-ışınının filme fazla ulaştığı bölgelerde, ayrılmış olan metalik gümüş çökelir ve radyolusent görüntüyü oluşturur. Birinci banyo geliştirici(developer) banyodur. İkinci banyo solüsyonunda ise x-ışınının filme ulaşmadığı bölgelerde ayrılmamış olan gümüş bromid kristalleri filmden uzaklaştırılır ve radyoopak görüntü ortaya çıkar. İkinci banyo işlemine sabitleyici banyo (fixer) denir. (White, 2004 page: 65-77 chapter 6).

1.1.2. Dijital Sistemler

1.1.2.1. Genel Bilgiler

Dijital radyografi, bir sensör kullanarak radyografik görüntüyü elektronik parçacıklara ayıran, bir bilgisayar kullanarak görüntüyü ortaya çıkaran ve depolayan, bu şekilde radyografik görüntünün elde edilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Hasta burada da, konvansiyonel radyografide olduğu gibi x-ışınına maruz kalır, ancak elde edilen görüntü, banyo işlemlerinden geçmesi gereken film üzerinde değil, bilgisayar ekranında ortaya çıkar. Hasta ağzına yerleştirilen sensörü ışınlamak üzere, x-ışını kaynağının düğmesine basılır. Sensör, ışınlanan alanın görüntü bilgisini toplar,

bilgisayara aktarır ve ışınlamadan sonra, saniyeler içinde ekrana yansıtır. Dijital radyografi tekniği ile elde edilen görüntülere, x-ışını filmi veya radyograf değil, ‘imaj’ denir (White,2004 page:78-99 chapter 7). Diş hekimliğinde klasik radyografi uygulamaları günümüzde önemini korumakla birlikte, dijital radyografinin sağladığı avantajlar sonucunda diş hekimlerinin dijital radyografiye olan ilgisi artmaktadır (Harorlı, 2006). Daha düşük radyasyon dozu, banyo işlemlerinin olmaması, görüntü oluşumunun hızlı olması, üstün gri skala rezolüsyonu, densite ve kontrast ayarlarının değiştirilebilmesi, film saklama kolaylığı ve hasta eğitiminde kolaylık sağlaması nedeniyle dijital radyografi, diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir.

Dijital radyografi; lezyon ve hastalıkların saptanması ile çevre dokuların incelenmesinde, olası hastalıkların doğrulanmasında veya sınıflandırılmasında, dental işlemler sırasında bilgi edinmede (kanal tedavi enstrümantasyonu ve implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi v.b),büyüme ve gelişmenin değerlendirilmesinde, çürükteki sekonder değişikliklerin, periodontal hastalıkların veya travmaya bağlı olarak ortaya çıkan patolojilerin görüntülenmesinde, hastanın belirli dönemlerdeki durumunun belgelenmesinde kullanılmaktadır (Yalçın Yeler, 2006).

Dijital görüntü elde edilmesinde 2 farklı yöntemden yararlanılır. Bunlardan birincisi yani direkt yöntemde, görüntü ağız içinde kullanılan bir sensör yardımıyla bilgisayara direkt olarak yansıtılırken, ikincisinde yani indirekt yöntemde daha önceden elde edilmiş görüntüler bir dijital kamera ya da tarayıcı ile bilgisayara aktarılmaktadır.

Dijital Görüntüleme Tipleri:

1. İndirekt dijital görüntüleme
2. Direkt dijital görüntüleme
 - Direkt sensör sistemleri
 - CCD
 - CMOS/APS
 - CID
 - Direkt görüntü plakları
 - Fosfor Plaklar



Şekil 1.1. Kablosuz ve kablolu dijital sistem ekipmanları

1.1.2.2. İndirekt Dijital Görüntüleme

Konvansiyonel yolla elde edilen radyografların özel kameralar (charge coupled device) veya flatbet scanner (tarayıcı) gibi cihazlar aracılığı ile dijitize edilmesinden sonra çeşitli bilgisayar yazılımları yardımıyla, görüntünün tanısallık kapasitesinin artırılması temeline dayalı bir sistemdir. Bu görüntü üzerinde uygun yazılım kullanılarak istenilen işlemler yapılabilmektedir. İndirekt dijital radyografi, konvansiyonel yöntemde var olan tüm dezavantajları bünyesinde taşımakta, dolayısıyla görüntü kalitesi filmin banyo işleminin kalitesi ile sınırlı kalmaktadır. Radyografik filmin dijitale çevrilmesi ile analog bir görüntünün bilgisayar tarafından okunup incelenebilecek dijital bir form kazanması sağlanmaktadır. Bu dönüşüm sırasında karşılaşılan en büyük dezavantaj, dijital görüntünün optik densite

skalasının, radyografik filme oranla daha dar olması nedeniyle, filmde var olan bilgilerin bir miktar kayıba uğramasıdır (Akdeniz ve ark., 2000)

Direkt dijital ve konvansiyonel film bazlı radyograflarda perseptibilite (görünebilirlik) testi uygulamaları benzer sonuçlar ortaya koyarken, tarayıcılar ile dijitale çevrilmiş görüntüde enformasyon kaybı gözlemlenmiştir. Buna ek olarak bu kayıplar özellikle marjinal kemik bölgeleri gibi koyu alanlarda klinik açıdan önemli olabilir ve bu bölgelerde dijitalle çevirim sonrasında yaşanan veri kaybı önem taşımaktadır (Grassl ve ark., 2007)

1.1.2.3. Direkt Dijital Görüntü Sensörleri

1.1.2.3.1. CCD sensörler

CCD (Charge-coupled device) tarihte ilk olarak kullanılan imaj reseptörüdür. 1987 yılında diş hekimliğinde kullanılmak üzere adapte edilmişlerdir. CCD sensörler silikon bir çip üzerinde, ışığa ve x-ışınına duyarlı yarı geçirgen bir tabaka içeren bir dedektöre sahiptir. Silikon atomları birbirlerine kovalent bağlar ile bağlıdır. X ışını fotonları silikona çarptığında silikon atomları arasındaki kovalent bağlar elektron boşluk çifti oluşturarak kırılır. Oluşan elektron boşluk çifti sayısı bölgenin aldığı ışın miktarıyla doğru orantılıdır. Daha sonra, elektronlar yük paketçikleri oluşturdukları cihazdaki en pozitif potansiyele doğru çekilirler. Her paketçik bir piksele eşdeğerdir. İmajın okunması her bir sıra piksel yükünün sırasıyla transfer edilmesiyle olur. Şarj, sırasının sonuna geldiğinde bir "readout amplifikatör"e transfer edilir ve bilgisayar içinde olan ya da bilgisayara bağlı bulunan analog dijital çeviriciye voltaj olarak geçirilir. Her bir pikselden gelen voltajlar örneklenir ve bir gri seviyeyi temsil eden sayısal değer alır (White, 2004 page 79-99 Chapter 7)

Silikon devre ve üzerinde bulunan okuma alanı, ağız sıvılarından etkilenmemesi için plastikten yapılmış koruyucu bir kılıf ile kaplanır. Bu yüzden sensörün aktif alanı total yüzey alanından daha küçüktür (Ludlow, 2004) Çoğu CCD sensör veri

transferini bir kablo aracılığıyla yapmaktadır. Yapılan çalışmalar ile veri aktarımı kablosuz bir hale getirilmeye çalışılsa da sensöre eklenen yeni parçalar sensör boyutunda artışa neden olmaktadır. CCD teknolojisinin en büyük dezavantajı, ağız içi sensörlerin filmlere oranla daha kalın olmasıdır. Bu sensörler hastalar tarafından tolere edilemeyebilir, böylelikle de sensörün ağza yerleşmesi daha zor ve daha fazla zaman alıcı bir işlem haline gelebilir. Sensöre bağlı olan kablo kolaylıkla zarar görebilir ve sensörün ağza yerleştirilmesini engelleyebilir. Buna ek olarak sensörün bütün yüzeyi aktif değildir. Sensör yüzeyinin bir kısmı elektronik elemanlardan oluştuğu için aktif alan, sensör yüzeyinin yaklaşık olarak % 60'ına tekabül eder. Oluşan görüntü geleneksel filmlere oranla daha küçük alanı gösterir. Enfeksiyon kontrolü için sensörler ve kablounun bir kısmı plastik kılıf ile kaplanır ancak tek başına dezenfekte edilemez (Petriowski, 2005). CCD'nin avantajı, herhangi bir sistemden daha az sinyal gürültü oranına sahip olmasıdır. CCD'lerde görülen bir olay da blooming'tir (aşırı parlama ve saçılma). Blooming negatoskopun aşırı parlak olmasını andırır ve CCD sistemlerdeki fazla şarjın diğer piksellere akması sonucunda oluşur (Sanderink, 2000).

1.1.2.3.2. Complementary Metal Oxide Semiconductor /Active Pixel Sensor (CMOS/APS)

CMOS teknolojisi, merkez işlemci çipleri ve video kamera dedektörlerinin yapımında kullanılır. Dizayn bütünlüğü, harcanan düşük güç, üretilebilirlik ve ucuz maliyet avantajları vardır. Sensör içerisine analog dijital çevirici ve kontrol devresi direkt yerleştirilebilir. Dezavantajları ise, ışığın az olduğu ortamlarda başarılı olmaları ve daha fazla gürültü ortaya çıkmasıdır (Sanderink, 2000). Sensör ile reaksiyona giren x-ışını fotonları güçlendirici screen veya sintilasyon kamerasıyla ışığa çevrildikten sonra CCD ve CMOS ile elektrik şarjına dönüştürülür ve bilgisayarda anında dijital görüntü olarak karşımıza çıkar. Bu dedektörler silikon bazlı semikondüktörlerdir, fakat temelde piksel şarjlarının okunması bakımından CCD'lerden farklılık gösterirler. Her bir piksel, komşu pikselden izole edilmiş ve direkt olarak bir transistore bağlanmıştır. CCD' de olduğu gibi, piksel içerisinde

elektron boşluk çifti, absorbe edilen enerji ile doğru orantılı olarak oluşturulur. Bu yük transistor'e küçük voltaj olarak transfer edilir. Her bir transistördeki voltaj ayrı olarak değerlendirilir, okunur, saklanır ve dijital gri değer olarak gösterilir (Haring, 2000;Whaites, 2002;Ludlow, 2004)

1.1.2.3.3. Charge Injection Device (CID)

Silikon bazlı solid state bir imaj reseptörüdür. Bu sistemde bilgisayar yoktur. Üretici firmanın sunduğu intraoral kamera platformu ile kullanılır. Görüntüler birkaç saniyede sistem monitöründe izlenebilir. Görüntülerden renkli video ile çıktı alınabilir veya dosya olarak kayıt yapılabilir (Haring, 2000)

1.1.2.4.Direkt Dijital Görüntü Plakları

1.1.2.4.1. Photostimulable Phosphor Plates (PSP)

Bu sistemde ışıkla stimule olan, kablo ile bilgisayara bağlantısı olmayan fosfor lüminesens (photostimulable phosphor plates, PSP) plaklar kullanılmaktadır. Plaklar baryum florhalit fosfor tabakası içermektedir. Fosfor plaklar x-ışını tarafından uyarılınca foton enerjisini bünyesinde absorbe eder ve saklarlar. Görüntü plakları ışınlama sonrası, uygun dalga boyunda lazer ışığı ile tarandığı bir okuyucu içerisine yerleştirilir. Fosfor tabakasında bulunan enerji bir fotomultiplier tarafından tespit edilen ışık şeklinde açığa çıkar. Çıkan ışık bilgisayar tarafından kullanılan program tarafından dijital görüntüye dönüştürülür (Haring, 2000; Akdeniz, 2000;Whaites, 2002)

Fosfor plaklar x-ışınlarından aldıkları enerjiyi emerler ve depolarlar. Daha sonra uygun dalga boylu başka bir ışık ile uyarılınca bu enerjiyi ışık (floresens) olarak açığa çıkarırlar. PSP materyali baryum florhalid ve europiumdan oluşmaktadır. Baryum, iyot, klor veya brom ile birlikte kristal yapı (ağ, kafes) oluşturur. Pratikte

PSP oluşturmak için baryum florhalid materyali bir polimer ile birleştirilerek ince baz materyali içerisinde yayılır. İntraoral radyografi için radyografik filme benzer bir polyeester baz kullanılır. Europium valans elektronları yeterli radyasyon alınca iletim bandına hareket eder. Bu elektronlar komşu halojen boşluklara göç eder (Florhalid içerisindeki F merkezinde yakalanırlar). Yakalanan elektronların sayısı x-ışını absorbsiyonu ile doğru orantılıdır. 600 nm civarındaki kırmızı ışık stimülasyonu ile baryum florhalid yakalanmış elektronları iletim bandına salarlar. Elektron Eu^{+3} iyonuna dönüşünce enerji yeşil spektrumda 300-500 nm arasında salınır. Fiberoptikler ışığı PSP plaktan fotomultiplier tüpe iletir. Fotomultiplier tüp ışığı elektrik enerjisine çevirir. Voltaj sinyali ADC ile ölçülür ve dijital imaj olarak görüntülenir (Hildebolt, 2000;Ludlow, 2004).

Işınlama öncesinde PSP plakları, önceki ışınlamadan dolayı oluşan ‘‘Ghost image’’ ların eliminasyonu amacıyla silinir. Bu işlem plağın parlak ışık kaynağına maruz bırakılması yoluyla gerçekleştirilir. Fosfor plak okunduğunda yüksek intensiteli ışık ile doldurulur, böylece var olan imaj kalıntıları silinir ve plak bir sonraki ışınlama için hazır hale getirilir. Latent imaj, ışığa maruz kaldığında silindiği için fosfor plağın aşırı miktarda background ışığı ile ekspozе olmasından (karanlık oda ışığı dahil) kaçınılmalıdır. Günümüzde çoğu PSP sistemleri otomatik plak silme ışıkları içerirler. (Hildebolt, 2000)

PSP sistemlerin dinamik aralığı radyografik filmlere göre oldukça geniştir ve bu durum geniş bir ışınlama aralığı sağlar. Bu prosedürün pratik önemi, az veya çok dozla ışınlanmış görüntüler, eninde sonunda uygun dozda ışınlanmış gibi uygun densitede görüntülenir. Böylece hatalı ışınlama tekniğine dayalı film tekrarı nadir olur. Tersine CCD sistemlerin dinamik aralığı radyografik filmlerden daha düşüktür. PSP sistemle ulaşılan bu serbestlik sayesinde, CCD sistemlerde gerekli olandan daha az radyasyonla görüntü oluşumu sağlanır (Yalçın Yeler, 2006). PSP plaklar ışınlama sonrası günlerce bekleseler dahi içerdikleri tüm bilgiyi kaybetmezler, ancak en iyi kalitedeki görüntülerin elde edilmesi açısından, ışınlama ardından ilk 10 dk içerisinde taranması gerekmektedir. Daha uzun süreler beklenmesi gerekiyorsa, ışık sızdırmayan bir ortamda bekletilmesi gerekir (Akdeniz, 2005). Sensörler termal

yöntemler ile steril edilemez. Otoklava konulamaz. Ancak dezenfektan solüsyonlar ile silinerek dezenfeksiyonu sağlanabilir. Ayrıca sensörlerin klinik kullanımı sırasında kontaminasyonunu engellemek için sensörün üzeri plastik bir kılıf ile kaplanır. Yine de sterilizasyonun bozulmaması için tek kullanımlık plastik kılıflarla veya poşetlerle kullanılmalıdır. Sensörler plastik koruyucular ile kaplandıktan sonra hasta ağzında görüntüsünü almak istediğimiz bölgeye yerleştirilir. Sensörlerin dış yapısı sert plastiktir. Sert oluşu geometrik distorsiyonu engellemekle birlikte, alt çene arka bölgeye ve ark köşelerine yerleştirmede güçlük yaratabilmektedir. Sensörler ya sensör tutucularla ya da hastanın parmak basısı ile ağızda sabitlenir. Daha sonrasında konvansiyonel radyografi cihazı ile hekim istediği pozisyon ve açılama ışınlama yapar (Yalçın Yeler, 2006).

PSP plakların kablosuz olması, esnek yapıda olması, yüksek çözünürlükte görüntü kalitesine sahip olması, tek okuyucu ile birden fazla PSP plak kullanımına imkân vermesi ve uzun ömürlü kullanım süresi, diş hekimleri tarafından PSP plakların tercih edilmesine neden olmaktadır.

1.2. Dijital Subtraksiyon Radyografi (Digital Subtraction Radiography)(DSR)

Subtraction radyografisi, periyodik zaman aralıklarında alınan radyograflardaki görüntülerin çakıştırılarak birbirinden çıkartılması ile radyograf üzerinde gözlenen yapısal bozulmayı ortadan kaldırarak, mevcut kemik değişikliklerinin tespit edilebilirliğini artıran metodlardan biridir (Gröndahl, 1983; Reddy, 1993; Christgau, 1996; Ellwood, 1997; Mol, 2003; Lee, 2004). Görüntü çıkartılması işlemi, ilk olarak medikal radyolojide kullanılmıştır. Radyografların, pozitif ve negatif fotografik çıktılarının karşılaştırılması ile gerçekleştirilmiştir. Radyografik görüntülemeye fotografik çıkartma yöntemi 1934 yılında Alman radyolojist Ziedses des Plantes tarafından ortaya konulmuştur, fakat sonraki 30 yıl boyunca çok kısıtlı bir alanda kullanılabilmiş ve seri anjiyografi gelişene kadar da yaygın kullanıma geçilememiştir (Gröndhal, 1983; Hausmann, 1999; Lehmann, 2000). Fotografik *subtraction* radyografinin ilk çalışmaları, mandibulanın vaskularizasyonu üzerine olmuştur.

Fotografik metot ile yapılan çıkartma işleminde iki önemli sınırlılık vardır. Bunlar, görüntülemeye doğru geometrik standardizasyon ile densite ve radyografik film kontrastıdır. Fotografik *subtraction* radyografisi, dijital tekniklerin geliştirilmesi ile yerini dijital *subtraction* radyografisine bırakmıştır ve bu yeni teknik dental radyografların karşılaştırılmasında pratik bir yaklaşım olmuştur (Reddy, 1993)

1983 yılında Gröndahl ve ark. dental uygulamalarda kullanılan standardize şartlarda elde edilen radyografları dijitalize ederek bilgisayar yardımı ile çıkartma işlemi uygulamışlar ve uniform bir arka plan sağlanarak alveoler kemik değişikliklerinin görünür hale geleceğini, kemik değişikliklerine daha yüksek diagnostik doğrulukla tanı koyulabileceğini öne sürmüşlerdir (Gröndahl 1983; Hausmann, 1999; Lehmann 2000; Lee, 2004). 1980'li yılların sonlarında direkt dijital radyografi yöntemlerinin kullanıldığı dijital subtraksiyon radyografi teknikleri uygulanmış; görüntü, CCD(Charged Couple Device) ve fosfor depo reseptörleri ile direkt bilgisayara kaydedilmeye başlanmıştır. Dijital görüntüler piksel denilen resim elemanlarından oluşur. Her piksel grilik derecesini belirten sayısal bir değer alır. Her görüntü 512×480 piksel ve 256 gri gölgelenme içerir. Bilgisayar, gri skala değeri olan her pikseli birbirinden çıkarır. Eğer iki görüntü arasında fark yoksa, her piksel bölgesinde değer 0 olur; fark var ise değişiklikler veya lezyon görünür hale gelir. İlk radyograf ile takip radyografı arasındaki fark *subtraction* görüntüsünde opak olarak görülüyorsa kazanılmış dokuyu, lulent olarak görülüyor ise kaybedilmiş dokuyu göstermektedir. Dijital tekniklerdeki gelişmeler, görüntülerin bilgisayar ortamında değiştirilebilmesine olanak verdiği için fotografik *subtraction* metodundaki birçok problemi minimize etmiştir (Christgau, 1996).

Dijital *subtraction* radyografi (DSR), ilgilenilen anatomik yapının seri radyografik görüntülerine ihtiyaç duyar ve bu yapıların hepsi, ışın demeti ile aynı ilişkide olmalıdır. Fakat bütün yapılar ve seri radyograflar için bu standart görüntülemeyi uygulamak mümkün değildir. Standart görüntülemenin yanlış yapılması *subtraction* görüntüsünde değişiklik olan bölgelerin görüntülerinin farklı konumlarda oluşmasına yol açar, yani radyografik yapısal bozulma oluşturur. Görüntüdeki yapısal bozulma, kemik mineral kayıp veya kazancından kaynaklanan değişikliklerden çoğu zaman

ayırt edilemez. Bu problemlerin aşılması için pek çok araştırma, yapılmıştır. 1985’de Mc Henry ve ark, 1994’ te Hausmann ve ark. ,dişlere akrilik stent hazırlanması ve silikon ölçülerle diş okluzal kayıtlarının alınması, Jeffcoat ve ark. da ekstraoral sabitleme için sefalostat kullanımı gibi standardizasyon yöntemleri geliştirmişlerdir (Ortman, 1985;Hausmann, 1999).

DSR, zaman içinde radyografik yapıda oluşmuş değişikliklerin tanısında yapısal bozulmayı ortadan kaldırarak, kemik değişikliğinin nitel ve nicel tespitini sağlayan bir tekniktir (Gröndahl, 1983; Christgau, 1996; Ellwood, 1997;Mol, 2003;Lee, 2004). Diğer radyografik tekniklerden farklı olarak, görüntüleme cihazı ile görüntüsü istenen bölge arasında kalan anatomik yapıların görüntüsünü ve dolayısıyla bunların süperpozisyonlarını ortadan kaldıran değerli bir tanısal araçtır. DSR bir zaman dilimi süresince radyografik yapıda oluşmuş değişikliklerin belirlenebilirliğini artırmak amacıyla görüntü kirliliğinin ortadan kaldırıldığı bir teknik olup, kalitatif/kantitatif kemik değişikliklerini belirlemedeki etkinliği, bir çok in-vivo ve in vitro çalışma ile ortaya konmuştur.

Dijital *subtraction* görüntülemeye, iki görüntü de aynı standardize görüntüleme tekniği ve radyografik kontrasta sahip olmalıdır (Christgau, 1996). DSR, kullanışlı bir yöntem olmasına karşın radyograflar arasında mükemmel geometrik standardizasyon gerektirmesi nedeniyle klinik uygulaması zordur (Reddy 1993; Christgau, 1996; Kullendorff, 1996; Ellwood, 1997; Hausmann, 1998; Mol, 2003). Eğer takip radyografı için kullanılan teknik, ilk radyograf için kullanılanı farklı ise *subtraction* görüntüsünde de bozulmalar meydana gelir. Bu nedenle hastada zaman içinde meydana gelen değişiklikleri tespit etmek zorlaşır. İdeal olan, referans radyografteki standart görüntüleme tekniğini takip radyograflarında da aynen tekrarlayabilmektir. Fakat bunu tam olarak başarmak imkânsızdır (Reddy, 1993). Radyografları elde etmedeki bu dezavantaj *priori* ve *posteriori* olmak üzere iki kayıt yöntemi ile ortadan kaldırılabilir. *Priori* kayıt yöntemleri, radyografik görüntüler elde edilmeden önce görüntüleme tekniğinin mekanik olarak standardize edilmesinde kullanılır. *Posteriori* kayıt yöntemleri ise, görüntüler standardize edilmeden elde edildiği zaman da çıkarma işlemi yapılabilmesi amacıyla kullanılır. Ayrıca *Posteriori*

kayıt yöntemleri, uygun eşleştirme yapılabilmesi amacıyla *Priori* kayıt yöntemleri ile elde edilmiş görüntülere de uygulanabilir (Samarabandu, 1994)

Priori Kayıt Yöntemleri: *Subtraction* tekniğinin ilk kullanılmaya başladığı dönemlerde radyografların aynı geometride elde edilmesi, sadece *priori* yöntemler ile sağlanmaktaydı. Bu yöntemde standardizasyon, tüp ve filmin birbirine mekanik olarak bağlanmasını sağlayan ısırma blokları, film tutucular ve sefalostatlar ile yapılır. Aynı bölgeden belirli zaman aralığı ile elde edilen radyograflarda ısırma pozisyonunu sabit tutmak amacıyla akrilikten veya silikon ölçü materyalinden oklüzal stentler kullanılır. Filmin x-ışını kaynağına uzaklığının stabilizasyonu ve tüpün oryantasyonu da film tutucular yardımı ile ayarlanır. Ayrıca görüntüleme geometrisini standardize etmek amacıyla ekstraoral stabilizasyon için sefalostatlar da kullanılabilir. Ancak bu yöntemlerin maliyeti fazla, klinik kullanımı zahmetli ve hassasiyeti limitlidir.(Rudolf, 1988;Reddy, 1993; Hausmann, 1999;Lehmann, 2000; Lee, 2004).

Posteriori Kayıt Yöntemleri: Alınan referans radyografı ile takip radyografı arasındaki kontrast ve densite farklılıkları da *subtraction* yazılımı ile ölçümü zorlaştırır ve yanlış ölçüm yapılmasına neden olur. İki radyografın, görüntüleme tekniği, densite ve kontrastını eşitlemek, görüntülenen yapılardan kaynaklanan gürültüyü azaltmak amacıyla görüntü düzeltilmesi ve eşleştirmesi yapan bilgisayar yazılımları, yani *posteriori* kayıt yöntemleri kullanılabilir. Son yıllarda *posteriori* kayıt yöntemleri oldukça önem kazanmıştır. Bu yöntem, herhangi bir ekstraoral ve intraoral standardizasyon işlemine ihtiyaç duymaz. Görüntülerde değişmeyen mine-sement birleşim noktaları, diş ve dolgu kenarları gibi aynı anatomik yapılar, referans noktaları olarak kullanıcı tarafından belirlenir ve bu noktalar bilgisayar yazılımı ile eşleştirilerek görüntü rekonstrüksiyonu yapılır (Reddy 1993; Ellwood, 1997; Lee, 2004). Literatürde referans noktalarını kullanıcının seçmesi sonucu meydana gelen hataların da oldukça yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle radyografların otomatik eşleştirilmesini sağlayan yazılımlar da geliştirilmiştir (Lehmann, 1998). Görüntü rekonstrüksiyonu, giderilebilir hataları düzeltmek ve düzeltilemeyen hataların etkilerini minimize etmek için kullanılır (Reddy, 1993; Ellwood, 1997;

Lee, 2004). Radyograflar birbirinden çıkartıldıktan sonra geriye kalan görüntüde lezyonun konumunun belirlenmesi sorun olabilmektedir. Bu sıkıntıyı gidermek amacıyla *subtraction* yazılımı orijinal radyografin üzerine renk kodlu işaretler yerleştirebilir (Reddy, 1993). Ayrıca DSR yazılımı ile belirli zaman aralıklarıyla aynı bölgeden elde edilmiş iki radyograf arasındaki fark sayısal veya renkle kodlandırılarak niteliksel olarak ölçülebilir hale gelir.

DSR, yüksek duyarlılık ve kesinliği nedeniyle periodontal hastalıklarda görülen alveoler kemik kaybının tanısı, takibi ve yapılan tedavinin sonuçlarının değerlendirilmesi, diş çürüklerinin tanısı, pulpa kaynaklı periapikal patolojilerin tanısı, periapikal lezyonun tedaviye cevabının değerlendirilmesi, kök rezorpsiyonlarının tanısı, implant tedavilerinin sonuçlarının ve osteointegrasyonun değerlendirilmesi, mandibular kondilin pozisyonundaki küçük değişikliklerin ve artikuler yüzeyin bütünlüğünün tespiti ve adli diş hekimliği gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Reddy, 1993; Ellwood, 1997; Lehmann, 2000; Lee, 2004).

Konvansiyonel bir yöntemde kemik dokusunda oluşan bir değişikliğin deneyimli bir radyolog tarafından belirlenmesi için birim hacimde %30-60 oranında bir mineralizasyon değişikliğinin meydana gelmesi gerekmektedir. Ortman ve arkadaşları, standardizasyonun sağlanabildiği durumlarda DSR kullanılmasıyla %5 lik mineral kaybının izlenebildiğini göstermişlerdir (Dubrez, 1995)

1.3. Radyografik Görüntünün Özellikleri

Konvansiyonel ya da dijital radyografik görüntüler, doğru ve güvenilir tanı konulabilmesi için optimal diagnostik kaliteye, yani kesin görsel özelliklere sahip olmalıdır. Diagnostik olarak kaliteli görüntü, uygun densiteye, yeterli kontrasta, keskinliğe ve rezolusyona sahip olmalıdır. Radyografik film ışınlanıp banyo işlemine tabii tutulduğunda, ışınlanan alanda siyah bir bölge oluşur. Bu kararmanın özellikleri ve derecesi, x-ışını demetinin enerji ve şiddeti, görüntülenen cismin yapısı, kullanılan film emulsiyonu ve banyo şartları gibi birçok faktöre bağlıdır. Işınlama esnasında

filmin pozisyonlandırılması, doğru açılama ve uygun dozda ışınlanması da radyografik kaliteye etki eder.

1.3.1. Radyografik Densite

Işınlanmış film, banyo işlemlerine tabii tutulduğunda, filmin emülsiyon tabakasında bulunan x-ışını fotonları ile karşılaşmış gümüş halojenür kristalleri, metalik gümüş granüllerine dönüşür. Işınlanmış filmin tamamının kararma derecesine radyografik densite denir ve bu densite görsel densite olarak hesaplanabilir. Negatoskop üzerinde radyografa gelen ışığın (I_0), radyograftan geçen ışığa (I_t) oranının logaritma 10 tabanına göre değeri görsel densiteyi verir (Wuehrmann, 1973).

$$D = \log_{10} \frac{I \text{ (Filme gelen ışık miktarı)}}{T \text{ (Filmden geçen ışık miktarı)}}$$

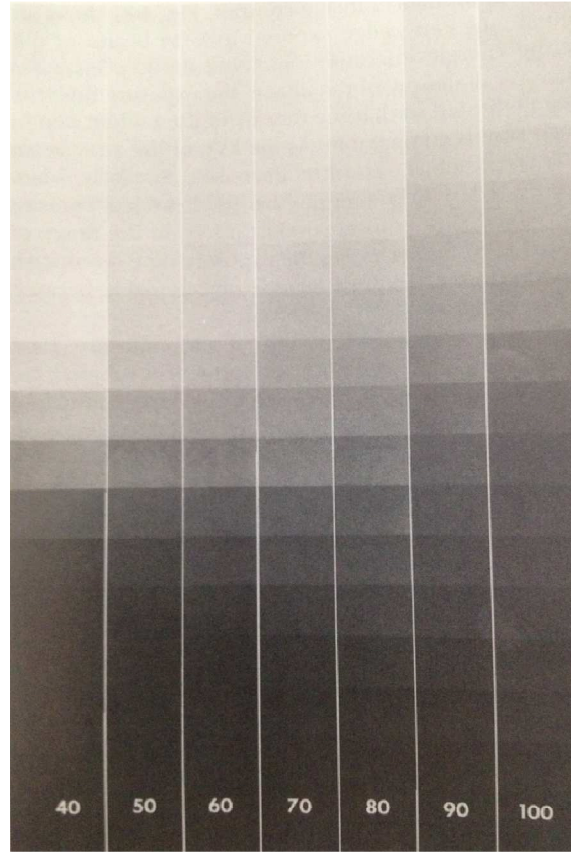
Filmi ışınlama süresi arttıkça, filmin görsel densitesi de artar. 0.6 (açık) - 3.0 (koyu) arası görsel densiteye sahip olan radyograflar, diagnostik değeri iyi radyograflar olarak nitelendirilirler (Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64).

Radyografin densitesi, filmin üzerine gelen foton sayısına ve fotonların deliciliğine bağlıdır. mA veya ışınlama süresinin artışı, filme ulaşan foton sayısını artırır, sonuç olarak radyografik densite de artar. kVp artışı fotonların hızını arttıracığından, densitede de artış görülür. Ayrıca fokal spot-film arası mesafenin azalması da densiteyi artırır. Kalın cisimler ise x-ışını demetini absorpsiyon nedeniyle zayıflatır ve densitesi açık radyograflar meydana gelmesine neden olur. Erişkinlere göre ayarlanmış ışınlama faktörleri, çocuklar veya dişsiz hastalarda kullanıldığında, doku densiteleri az olduğundan, daha koyu radyograflar elde edilir. X-ışınları farklı dokular tarafından farklı miktarlarda absorbe edilip, etkileri

zayıflatılır. Bu nedenle radyograflarda açık ve koyu densiteli alanlar meydana gelir. Yoğun yapıların radyografik görüntüsü açık densiteli, yani radyopaktır. Düşük densiteli, x-ışınlarını az absorbe eden cisimlerden ise x-ışını fotonları doğrudan geçer ve koyu densiteli radyolusent görüntüler oluşur (Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64).

1.3.2. Radyografik Kontrast

Radyografik kontrast, bir radyografdaki görüntünün değişik bölgeleri arasındaki densite farkıdır. Kontrast; radyograf üzerinde, incelenen yapının densitesi ile çevresindeki yapının densitesi arasındaki farktır(White, 2004 chapter 5 page 53-64; Harorlı, 2006). Görüntü siyah ve beyaz ile sonlanan birçok gri gölge içeriyorsa bu kontrasta, düşük kontrast veya uzun skala kontrast denir. Bu tip kontrast sıklıkla kemik ve yumuşak doku densitelerindeki minimal değişikliklerin saptanmasında kullanılır. Görüntü, siyah ve beyaz ile sonlanan az miktarda gri gölge içeriyorsa bu radyografik kontrasta, yüksek kontrast veya kısa skala kontrast denir ve genellikle diş sert dokularındaki değişikliklerin incelenmesinde kullanılır. Görüntünün radyografik kontrastı, obje kontrastı, film kontrastı ve saçılan radyasyonun etkileşimi sonucu oluşur. KVp, kontrastı değiştirmeye yarayan ışınlama faktörlerinden biridir (Yolalan, 2008).



Şekil 1.2. 40-100 kVp kVp-Kontrast ilişkisi

Objenin karakteristik özellikleri obje kontrastı olarak radyografik kontrastı etkiler. Obje kontrastı, görüntülenen objenin kalınlığı, densitesi ve atom numarasındaki değişiklikler sonucu oluşur. Ayrıca x-ışını demetinin enerjisi ve şiddeti de kontrast üzerinde etkilidir. kVp değerindeki artış, radyografın bütün densitesini artırır, fakat obje kontrastının azalmasına neden olur. kVp sabit tutulduğunda ışınlama süresi ve mA değişimi de obje kontrastını etkiler. Şayet radyograf aşırı derecede açık densiteli veya koyu densiteli ise anatomik yapıların kontrastı azalır.

Film kontrastı, radyografik filmin obje kontrastı farklılıklarını gösterebilme kapasitesidir. Obje kontrastındaki ufak değişiklikler, yüksek kontrastlı filmlerde düşük kontrastlı filmlere göre daha net görüntü verirler. Ayrıca yüksek kontrastlı filmler farklı görsel (optik) densitesi olan yapılarda, düşük kontrastlı filmlere göre daha iyi kontrast gösterirler. Filmin ışınlama süresi de kontrastı etkiler. Yeterli miktarda ışınlanan filmler, az ışınlanmış açık densiteli radyograflara göre daha iyi

kontrasta sahiptirler. Banyo işlemleri de, kontrastı etkileyen bir diğer faktördür. Optimal banyo koşulları film kontrastını artırır. Yetersiz veya fazla yapılmış banyo işlemleri anatomik yapıların kontrastını azaltır. Filmlerin uygun olmayan şekilde, örneğin yüksek ısıda depolanması, fazla parlak ışığa maruz bırakılması veya karanlık odada filmlerin ışık alması gibi faktörler film kontrastını düşürür. Kontrast, fog ve saçılan radyasyondan ters yönde etkilenir(Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64)

Fog, radyografin densitesinin düzensiz olarak artmasıdır. Fog'lu bir radyograf yeterli bilgi sağlamaz ve film kontrastı bu istenmeyen densite artışı ile azalır. Compton reaksiyonu sonucu meydana gelen saçılan radyasyon, filmin kararmasını artırır. Bunun sonucu olarak fog derecesi artar ve kontrast kaybı meydana gelir. Fog, filmin kaza sonucu ışık ile ışınlanmasıyla, banyo odasının doğru ışıklendirilmemesiyle, filmin sıcaklığı fazla yerlerde depolanmasıyla, uzun süre veya yüksek sıcaklıkta banyo işlemine tabi tutulmasıyla da meydana gelebilir. Artmış fog görüntüde diagnostik bilgi kaybına sebep olur. Uygun kVp, filmin boyutunda kollimasyon ve extraoral teknikler için grid kullanmak, saçılan radyasyonu ve dolayısıyla da fogu azaltabilir.(Yolalan A. 2008)

1.3.3. Film Hızı

Film hızı, diagnostik amaçla alınan bir radyografda standart densitede görüntü oluşturmak için gerekli olan radyasyon miktarını ifade etmektedir. Filmin hızı, gümüş halid kristallerinin boyutları, şekilleri, konsantrasyonları ve bu kristallerin gümüş içerikleri ile kontrol edilir(Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64). Günümüzde intraoral radyografide kullanılan filmler, hızlarına göre A, B, C, D, E ve F olarak sınıflandırılırlar. Bilinen en yavaş filmler A tipi, en hızlı filmler ise F tipi filmlerdir. İntraoral radyografide, genellikle E ve F hızlı filmler kullanılır. Özellikle E veya F hızlı filmler, *ultraspeed* D tipi filmlerin ışınlama süresinin yarısı kadar ışınlama süresine ihtiyaç duymaları ve D tipi filmlerle karşılaştırılabilir kontrast ve çözünürlüğe (rezolusyon) sahip olmaları nedeniyle tercih edilirler. Ayrıca F hızlı

filmlerin emulsiyonunda geniş yüzeyli gümüş halid kristallerinin kullanılmış olması nedeni ile bu filmler, D hızlı filmlere göre daha hızlıdır. Filmlerin hızı indirekt olarak da değiştirilebilir. Özellikle yüksek sıcaklıkta banyo edilen filmlerde hız artar, fakat yüksek sıcaklık sonucu fog kaçınılmazdır. Bayatlamış banyo solüsyonu kullanımı ise filmin efektif hızını azaltır. Bu nedenle diagnostik radyograflar elde etmek için taze banyo solüsyonu ile, önerilen süre ve sıcaklıkta banyo işlemlerinin yapılması gerekmektedir.

1.3.4. Film Işınlama Aralığı (Latitude)

Film üzerinde fark edilebilir görsel veya yararlı densite oluşması için gerekli ışınlama süre aralığının genişliğine ışınlama aralığı denir. Geniş ışınlama aralığı olan bir film, objeyi düşük obje kontrastı ile kaydeder. Böylelikle objeden geçen radyasyon miktarının geniş farklılıkları kaydedilebilir ve görüntü bütün cisim densite farklılıklarını ve detaylarını gösterebilir. Geniş ışınlama aralığı olan filmlerin, dar ışınlama aralığı olan filmlere göre daha düşük kontrastları (uzun gri skala) vardır. Çünkü tam siyah ile tam beyaz arasında birçok densite farklılığı görüntülenebilir. Eğer kemik ve yumuşak dokuların her ikisi birden görüntülenecekse, detayın iyi olması için geniş ışınlama aralığı olan filmler daha kullanışlıdır.

Yüksek kVp, geniş ışınlama aralığı ve görüntüde düşük kontrast oluşmasını sağlar. Düşük ışınlama süresi ise açık, daha dar ışınlama aralığı ve daha yüksek kontrastlı görüntüler meydana getirir. Objenin kendi yapısından kaynaklanan densite farklılıkları görüntülenecekse, geniş ışınlama aralığı olan filmler kullanılmalıdır. Böylece daha diagnostik görüntüler elde edilir(Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64)

1.3.5. Radyografik Gürültü (Noise)

Radyografik gürültü, uniform ışınlanmış bir radyografıta eşit olmayan densite görüntüsünün oluşmasıdır. Eşit olmayan densite görüntüsü, bütün radyografı kaplayabildiği gibi, radyograf üzerinde lokalize densite farklılığı olan bir bölge olarak da görülebilir. Düşük hızlı filmlerde gürültü daha azdır. Film ne kadar çok x-ışını ile ışınlanır ise radyografik gürültü o oranda azalır. Radyografik artifaktlar ise filmin kullanımı sırasında yapılan, filmin üzerinde parmak izi oluşması, filmin çizilmesi, örselenmesi, filmin üzerine 1. ve 2. banyo damlaması gibi çeşitli hatalar sonucu meydana gelen çeşitli istenmeyen görüntülerdir. İntraoral dental filmlerde, özellikle görüntü değerlendirmesi için büyüteç kullanılıyorsa, film emülsiyonundaki gümüş granüllerin görünür hale gelmesi sonucu film kumluymuş veya grenliymiş gibi benekler görülebilir, yüksek ısıda banyo işlemine tabi tutulduğunda da, film kumlu gibi görünür (Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64).

1.3.6. Radyografik Bulanıklık

Radyografik görüntü netliği; radyografıta ince, keskin kenarların (mine sement birleşimi, ince trabeküler tabaka gibi) sınırlarının tam olarak görülebilmesidir. Görüntünün densite farklılıklarının sınırlarını gösterebilme derecesi detay keskinliği (sharpness) olarak tanımlanır. Uzaysal çözünürlük, yüksek obje kontrastına sahip küçük yapıları görüntüleyebilme özelliğidir.(kemik hava ayırımı gibi). Kontrast çözünürlüğü ise, benzer obje kontrastına sahip dokuları birbirinden ayırt edebilme özelliğidir (Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64).

Radyografik bulanıklık; görüntü reseptör bulanıklığı, hareket bulanıklığı ve geometrik bulanıklık gibi birçok faktör sonucu oluşur.

Görüntü Reseptör Bulanıklığı

İntraoral dental radyograflarda, görüntü keskinliğini film emülsiyonundaki gümüş grenlerinin boyutu ve sayısı belirler. Küçük grenli filmlerde daha keskin görüntü oluşur fakat film hızı yavaştır. Genellikle küçük grenli filmler daha yavaş, büyük grenli filmler daha hızlıdır. Filme yüksek sıcaklıkta banyo işlemi uygulanırsa, artmış gren boyutu nedeniyle film grenli gibi görünür ve keskinlik kaybı oluşur.

Hareket Bulanıklığı

Işınlama sırasında film, obje veya x-ışını kaynağının hareketi görüntü keskinlik kaybına neden olabilir. X-ışını kaynağının hareketi fokal spot genişlemiş gibi bir etki yapar ve görüntü keskinliği azalır. Hasta hareketi hastanın stabilizasyonu ile minimize edilebilir. Bu nedenle radyograf, ışınlama sırasında hastanın başı tetiyere konumlandırılarak film çekilmelidir.

Geometrik Bulanıklık

Görüntü keskinliğini etkileyen birçok faktör vardır. Bunlardan biri de fokal spot boyutudur. Görüntü keskinlik kaybının büyük bir kısmı da fotonların x-ışını tüpünden dışarı noktasal bir kaynaktan yayılmaması sonucu oluşur. Büyük fokal spot, görüntü keskinliğinde büyük kayıplar oluşturur. Geometrik keskinlik kaybı, fokal spot-obje arası mesafe artırılarak ve obje ile görüntü reseptörü arasındaki mesafe azaltılarak düzenlenebilir. Fokal spot-obje arası mesafe ne kadar fazla, obje-film arası mesafe ne kadar az olursa geometrik keskinlik kaybı veya penumbra o kadar az oluşmaktadır. Ayrıca objenin kalınlığı ve şekli de, görüntü keskinliğini etkileyebilir(Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64).

1.3.7. Görüntü Boyut Distorsiyonu

Radyografdaki görüntünün boyutunun, objenin gerçek boyutundan fazla olmasına görüntü boyut distorsiyonu denir. X-ışını ve görüntü reseptörü ile üç boyutlu bir objenin, iki boyutlu görüntüsü elde edilir. Noktasal x-ışını kaynağından çıkan

fotonların farklı yollar takip etmesi radyografıta oluşan görüntüsünün büyümesine neden olur. Fokal spot-obje arasındaki uzaklığın artması, obje-film arasındaki uzaklığın azalması görüntüdeki magnifikasyonu azaltır. X-ışınını yönlendirmek amacıyla uzun kon kullanımı periapikal filmlerde magnifikasyonu azaltır. Aynı zamanda bu teknik, fokal spot-obje arasındaki mesafeyi arttırarak görüntü netliğini de artırır (Rasmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64)

1.3.8. Görüntü şekil Distorsiyonu

Aynı cismin farklı bölümlerinin eşit olmayan magnifikasyonu sonucu meydana gelen distorsiyona görüntü şekil distorsiyonu denir. Bu durum çoğunlukla filmin ağıza bükülerek yerleştirilmesi sonucu, cismin bütün bölgelerinin fokal spota olan uzaklıklarının aynı olmamasından kaynaklanır. Cismin şekli nedeniyle oluşan distorsiyonu önlemek amacıyla bazı ayarlamalar yapılabilir.

Bunlar:

Film, dişin uzun aksına paralel yerleştirilmelidir. Merkezi x-ışını filme dik geldiğinde, eğer obje filme paralel yerleşmemiş ise distorsiyon meydana gelir. X-ışını demetinin filme dik gelmesi sonucu görüntülenmek istenen objenin boyu filmde daha kısa olarak oluşur. Eğer x-ışını demeti, dik açı ile objeye ynleniyorsa ve obje ile film arasında paralellik yok ise objenin radyografik görüntüsü, gerçek görüntüsünden uzun olur

Merkezi ışın, obje ve filme dik gelmelidir. Obje ve film birbirine paralel ise, fakat merkezi ışın bunların her birine dik gelmiyorsa şekil distorsiyonu meydana gelir. Bu, sıklıkla üst çene molar bölge görüntülenirken oluşur. Eğer merkezi ışın, fazla vertikal aı ile yönlendirilirse, palatal kökler, bukkal köklere göre daha uzun görülür. Distorsiyon hatalarını önlemek amacıyla obje ve film birbirine paralel konumlandırılmalı ve merkezi ışın her ikisine de dik olarak yönlendirilerek paralel

görüntüleme tekniği kullanılmalıdır(Razmus, 1996; White, 2004 chapter 5 page 53-64)

1.4. Radyografların Yorumlanması

Radyograflar, tanı konulmasında ve tedavi planı yapılmasında yardımcı, faydalı diagnostik bilgiler edinmemizi sağlarlar. Klinik veriler, semptomlar ve hastanın hikâyesinden elde edilen bulgular, hekimi radyografik değerlendirmeye yönlendirir. Bu klinik bilgiler, tanıya yardımcı olacak radyografi çeşidinin belirlenmesinde etkili olurlar.

Radyografların istenilen diagnostik kaliteye sahip olması belirli özelliklere bağlıdır: Radyograf, görüntülenmesi istenen bölgeyi tam olarak içermelidir. Örneğin; periapikal radyograflarda dişin kökleri ile birlikte tamamı ve köklerin en az 2 mm apikalindeki kemik görüntülenebilmelidir. Patolojik bir durum mevcut olduğunda, lezyonu çevreleyen normal kemik bölgesi radyografta görüntülenmiş olmalıdır.

Radyograflardaki distorsiyon miktarı minimal olmalıdır. Diagnostik olarak ideal radyograflar elde etmek için, filmin ve x-ray tüpünün pozisyonlandırılmasına dikkat edilmelidir.

Radyografların hassas bir şekilde yorumlanabilmesi için densite ve kontrastı yeterli olmalıdır. Densite ve kontrastı etkileyen en önemli faktörler; akım (mA), voltaj (kVp) ve ışınlama süresidir. Banyo aşamaları da radyografin diagnostik kalitesini etkileyen önemli bir faktördür.

Görüntülerin ideal koşullarda değerlendirilmesi, hekimin bütün görsel ve zihinsel yöntemleri kullanarak görüntüdeki bütün bilgileri elde etmesini sağlar.

Değerlendirme yapılabilmesi için lokal koşullar şöyle sıralanabilir:

1. Sadece uygun şekilde ışınlanmış ve banyo işlemine tabi tutulmuş radyograflar değerlendirilmelidir.
2. Eğer gerekli ise radyografik özellikleri üç boyutlu değerlendirebilmek için farklı radyografik teknikler de kullanılmalıdır
3. Değerlendirme odası sessiz olmalıdır
4. Odanın indirekt, loş ışıklandırması olmalıdır
5. Negatoskop yüzeyi temiz olmalıdır
6. Negatoskopun ışığı her bölgeye eşit olarak yayılmalıdır
7. Negatoskop bütün görüntülere uyum sağlamalıdır
8. Negatoskop ışığının şiddeti artırılabilmesi veya azaltılabilmelidir
9. Değerlendirme sırasında bütün ışık sızıntıları önlenmelidir
10. Radyograf değerlendirilirken belli bir alana yoğunlaşmadan önce radyografin tamamı genel olarak değerlendirilmelidir.
11. Bütün radyograflara tek tek yoğunlaşılmalıdır
12. Değerlendirilen bölgenin boyutu, ilgilenilen alan ile sınırlandırılmalıdır
13. Büyüteç kullanılmalıdır. Büyüteç kullanılması film üzerindeki küçük alanların detaylı olarak incelenmesini sağlar.
14. Gözlemciler devamlı göz hareketleri ile değerlendirme yapmalıdır Devamlı göz hareketleri diffüz kenarlı lezyonlardaki küçük değişikliklerin ve minimal densite farklarının değerlendirilmesinde çok önemlidir (Langlais, 1994)

Bu değerlendirme prensipleri, doğru diagnostik yorum yapılabilmesi amacıyla radyograflardan en fazla bilginin elde edilebilmesini sağlayacak en uygun fiziksel şartların oluşmasını sağlar. Radyografik yorumun birinci kuralı, hastalığın var olup olmadığının saptanmasıdır. Bu amaçla seçilecek görüntüleme metodu, olabilecek en düşük radyasyon dozu kullanılarak, en iyi diagnostik sonucun elde edilebilmesini sağlamalıdır. Radyograf seçim kriterleri tam olarak belirlenmemiş olsa da, uyulması gereken bu genel kural, hasta ve hekimin alacağı radyasyon dozunu minimumda tutarak radyasyon nedeniyle meydana gelen riski azaltır ve maksimum diagnostik bilgi sağlar. Bu kural “ALARA” (As Low As Reasonably Achievable) prensibi olarak adlandırılır (Langlais, 1994; White, 2004 chapter 3 page 33-43)

Radyologlar, radyografları gözleri ile okurlar, fakat bu görsel organlar da yanılsamalıdır. Gözlemciler radyografların değerlendirilmesi esnasında bu görsel yanılsamalar sonucu oluşabilecek hatalara dikkat etmelidirler. Bu yanılsamalardan biri *Mach Band Effect*dir. Çoğu zaman farklı densiteleri olan bölgelerin aynı anda değerlendirilmesi gerekir. Bu durumda göz, densitesi açık (opak) olan bölgeye komşu, lüsent bölgeyi daha karanlık (lüsent); densitesi koyu (lüsent) olan bölgeye komşu, açık (opak) bölgeyi daha opak algılar. Bir diğer görsel yanılsama da *görsel kontrast etkisi (visual kontrast efekt)* dir. radyograflarda düşük densiteli iyi sınırlı bölgelerde, düşük densiteli opak bölgenin etrafında lüsent çizgi olarak görülür. Bu görsel yanılsama genellikle dental radyograflarda iki dişin minelerinin birbiri üzerine superpoze olduğu bölgelerde görülür. Bu durum, mach band efekti ile benzerlik gösterir, fakat tamamen aynı değildir. Bu superpozisyon kemik dokularda olduğu zaman mach band efekti ve görsel kontrast efekti siyah çizgi şeklinde yanılsamalara neden olabilir. Gözlemciler bu lüsent çizgileri değerlendirirken çok dikkatli olmalıdır. Bu lüsentlere, fraktür veya dişlerin aproksimal yüzlerinde erken çürük bölgeleri gibi yanlış tanı konulabilir (Wuehrmann, 1973)

Periapikal radyograflar, hekime diş, çevre kemik dokuları, lokalize bölgelerde periodontal hastalıklar, çürük, periapikal patolojilerle ilgili ayrıntılı bilgi verirler. Literatür incelendiğinde gerek farklı yöntemler, gerekse farklı cihazların kullanıldığı teknikler arasında yapılan karşılaştırmalı çalışmaların, genellikle dişlerin boyutları, diş köklerinin rezorpsiyonları, patolojileri ve alveolar kemik kayıp miktarları üzerine olduğu görülmektedir. Ancak radyograflar, alveolar kemik kayıp miktarlarını gösterebilmelerine karşın, periodontal hastalıkların erken tanısında, prognozunu ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesinde tek başına yeterli bilgi veremezler. Klinik değerlendirmeye yardımcı olarak kullanılırlar. Bu nedenle radyograflar yardımıyla periodontal hastalıklar değerlendirilirken, periodontal anatomi ve hastalıklarının da bilinmesinde fayda vardır (Newman, 2002)

1.5. Periodontal Hastalıklar

Periodontal dokular yani periodonsiyum; dişeti, periodontal ligament, sement ve alveol kemiğinden oluşan diş destekleyen yapıdır. Periodontal ligament, sement ve alveol kemiği, dişin çeneye tutunmasını, dişeti ise alttaki bu yapıların korunmasını sağlar. Alveol kemiğinin seviyesi ve mineral yoğunluğu; lokal ve sistemik faktörler tarafından düzenlenen kemik yapımı ve yıkımı arasındaki bir denge ile korunur. Yıkımın yapımdan fazla olduğu durumlarda kemik yüksekliği ve/veya yoğunluğunda azalma görülür (Newman, 2002).

Dişeti hastalıklarının en sık görülen tipi, dental plak oluşumu ile gelişen gingivitistir. Gingivitis, inflamasyonun klinik belirtilerini gösteren, gingiva ile sınırlı, ataçman kaybı meydana getirmeyen bir tablodur. İnflamasyonun diş etinden destek dokulara yayılımı gingivitisten periodontitise geçişi işaret eder. Periodontitis daima gingivitisten sonra oluşur ama bütün gingivitisler periodontitise yol açmazlar.

Periodontitis, ağızda bulunan bazı mikroorganizmalar sonucu periodontal ligament ve alveol kemiğinin ilerleyen yıkımıyla kendini gösteren; dişin destek dokularının iltihabi hastalığıdır. Konak ile mikroorganizmalar arasındaki dengenin bozulması sonucu gelişen periodontal hastalıklar, sıklıkla periodontal cep oluşumuna, alveol kemiğin yoğunluğunun ve yüksekliğinin azalmasına sebep olurlar.

Periodontal hastalıklardaki kemik yıkımı bazı lokal faktörler sonucu oluşur.

Bu lokal faktörler 2 gruba ayrılır (Newman, 2002):

- Gingival inflamasyon
- Okluzal travma

Gingival inflamasyonun ilerlemesine bağlı meydana gelen kemik kaybı, kemik yüksekliğinde azalmaya neden olur. Okluzal travmalar ise kök yüzeyine doğru lateral

yönde bir kemik kaybı meydana getirirler. Periodontal hastalıkta kemik yıkımının en yaygın sebebi; iltihabın dişetinden, destekleyici periodontal dokulara ilerlemesidir. Oluşan kemik yıkımının şekli, bazı anatomik faktörlerden etkilenir. Bu faktörler:

- Dişler arasındaki kemiğin (interdental septa) kalınlığı ve genişliği
- Fasiyal ve lingual taraftaki alveol kemiğinin kalınlığı
- Fenestrasyon (alveolar kemikte pencere şeklinde kemik defekti oluşması) ve/veya dehisens (alveolar kemikte kama şeklinde kemik defekti oluşması) varlığı
- Dişlerin dizilimi
- Kök ve gövde anatomisi
- Alveol kemiği içinde kökün pozisyonu
- Diğer kök yüzeyi ile olan yakınlık

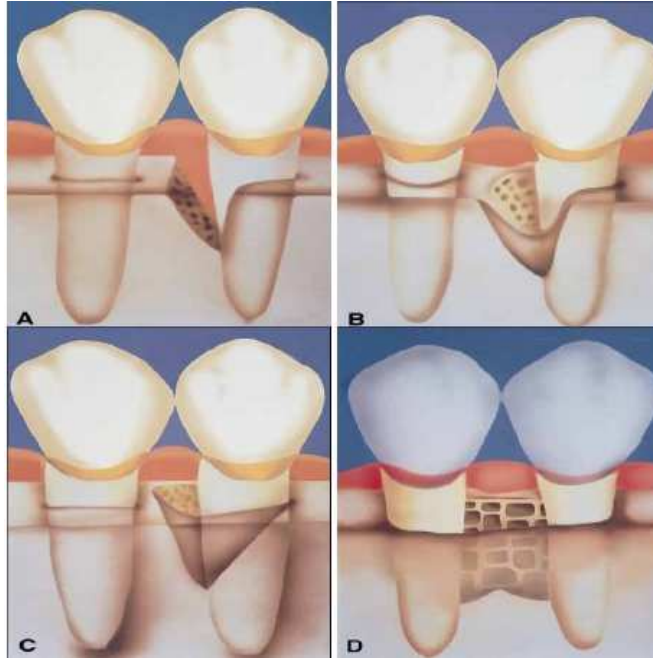
1.5.1. Kemik Defektlerinin Sınıflandırılması

Diş için primer destek yapıyı oluşturan, mandibuler ve maksiller kemiklerin özelleşmiş kısmına “alveoler kemik” denir. Temelde vücuttaki diğer kemiklerle kıyaslanabilse de, alveoler kemik diş sürmesi ve çiğneme fonksiyonu ihtiyaçlarına bağlı olarak devamlı ve hızlı yeniden şekillenmeye programlanmıştır. Alveol kemiğin hızlı yeniden şekillenme kapasitesi, dişlerin pozisyonel adaptasyonları açısından çok önemliyken, periodontal hastalığın ilerlemesi açısından yıkıcı ve yok edici olabilir.

Dişler arasındaki interdental septumun genişliği ve kalınlığı, dişlerin dizilimi, dişlerin kök ve gövde anatomileri, alveol kemiği içerisinde kökün pozisyonu, kökün komsu dişin kök yüzeyi ile olan yakınlığı, vestibül ve lingual yüzlerdeki alveol kemiği kalınlığı, diş çevresinde fenestrasyon (pencere,delik) ve/veya dehisens (çentik) tipi kemik defektlerinin varlığı, periodontal hastalık sonucunda meydana gelen kemik yıkımının, şeklini etkileyen bazı anatomik faktörlerdir (Cortellini, 1996).

Kemik defekti, alveol kemiği içinde bir veya daha fazla dişi ilgilendiren konkavite veya deformite olarak tanımlanır (Ataoğlu, 1999). Amerikan Periodontoloji Derneği'nin (AAP) 1992'de yayınladığı Periodontoloji Terimler Sözlüğü'nde, kemik içi defekt "1, 2 ya da 3 duvarla veya her üçünün kombinasyonu ile çevrili, kemik içindeki periodontal defekt" olarak tanımlanmıştır. Goldman ve Cohen'in(1953) sınıflandırmasına göre, periodontal cep tabanının alveol kemiği kristasının üzerinde konumlanan defektler, kemik üstü defekt, alveol kemiğinin apikalinde konumlanan defektler ise kemik içi defekt olarak adlandırılmaktadır.

Kemik içi defektler, kalan kemik duvarı sayısı, defekt genişliği ve diş etrafındaki topografik yayılıma göre sınıflandırılmaktadır. Defektler kemik duvarı sayısına göre bir duvarlı, iki duvarlı ve üç duvarlı olarak adlandırılırken, defekt içindeki duvar sayıları değişiklik gösteriyorsa, kombine olarak isimlendirilir. Komşu kökler arasında oluşan vertikal defekte septumun yarısının bir diş yüzeyinde varlığını koruduğu durumlar ise hemiseptal defekt olarak adlandırılmaktadır. İki komşu dişin kökleri arasındaki interdental alveol kemiğinde yıkım görülüp bukkal ve lingual kemik kretinin daha koronalde konumlandığı durumlarda oluşan defektler ise krater (çanak) olarak terimlendirilir. Bu defekt, periodontitisin, iki komşu diş arasındaki meziodistal olarak dar interproksimal alanda apikale yayılımı sonucu oluşmaktadır (Papapanou ve Tonetti 2000).



Kemik defektlerinin duvar sayısına göre görüntüsü

A) Bir duvarlı defekt

B) İki duvarlı defekt

C) Üç duvarlı defekt

D) İnterproksimal krater

(Papapanou ve Tonetti, 2000)

Şekil 1.3. Kemik defektlerinin duvar sayısına göre görüntüsü

Lang, 2000 yılında yayınladığı derlemesinde, kemik içi defektlerin günümüzde dahi çoğunlukla Goldman ve Cohen'in 1958'de belirledikleri kriterler uyarınca sınıflandırıldıklarını bildirmiştir. Bu kriterler şöyle özetlenmiştir:

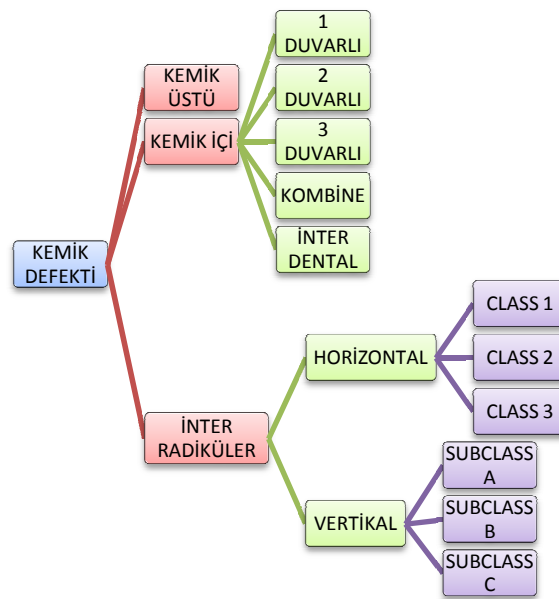
- **Tek-duvarlı kemik içi defektler:** Bir kemik duvarı ve diş yüzeyi ile sınırlı defektlerdir. Genellikle interdental bölgede oluşan defektlerdir. Kalan duvar proksimal duvar ise defekt, hemiseptum olarak adlandırılır. Kalan duvar fasial ya da lingual yüzde olabilir.

- **İki-duvarlı kemik içi defektler:** İki kemik duvarı ve diş yüzeyi ile sınırlı defektlerdir. En sık görülen kemik defektidir. Bu defekt genellikle bukkal ve lingual duvarları kapsar.

- **Üç-duvarlı kemik içi defektler:** Üç kemik duvarı ve diş yüzeyi ile sınırlı defektlerdir. 3 duvarlı kemik içi defekt, en sık interdental bölgede görülür. Kalan kemik duvarları fasiyal, lingual ve proksimal kemiktir. Bu tür defektler "infrabony defekt" olarak adlandırılır. Üç duvarlı defektler aynı zamanda fasiyal ve lingual yüzeylerde tekne benzeri bir defekt şeklinde ortaya çıkabilir.(Budunelli, 1997)

Kemik içi defektlerde dişi çevreleyerek iki veya daha fazla komşu kök yüzeyini sarabildiği ender görülen durumdur. Böyle defektler “sirkümferensiyal(çevresel) defektler” olarak adlandırılır.Kalan duvar sayısına göre adlandırmanın yanı sıra,üç duvarlı defekt boyutlarına göre dar ve geniş ağızlı olarak tanımlanabilir.

• **Kombine defekt:** Kemik defektlerinin çoğu bir, iki veya 3 duvarlı kemik defektlerinin kombinasyonu şeklinde görülür,kombine defekt olarak adlandırılır (Ataoğlu, 1999)



Şekil 1.4. Kemik içi defekt sınıflandırma tablosu

Periodontal kemik lezyonlarının teşhisinde, ataşman seviyesinin ölçümü ile elde edilen klinik bilgilere ek olarak intraoral radyografilerden de yararlanılmaktadır. Teşhiste radyografiden yararlanılırken, üç boyutlu bir ortamın iki boyutlu görüntüsünün elde edildiği, ayrıca ilerlemiş lezyonların üst üste çakışan yapılar tarafından maskelenebileceği bilinmelidir (Eickholz, 1999). Radyografide kemik lezyonlarının görüntülenebilmesi için özellikle interdental bölgede belirli miktarda doku yıkımı oluşması gerekmektedir (Lang, 1977)

Radyograflar, klinik periodontal sondlama yapılan hastalarda herhangi bir kemik kaybı belirtisi olup olmadığını saptamak ve tedavinin etkilerini değerlendirmek amacıyla da kullanılırlar (Gröndahl, 1983; Newman, 2002). Alveoler kemiğin görüntülenmesi için 80 kVp'lik röntgen cihazı kullanılmalıdır. Radyografin densitesinin yüksek olması, kortikal kemik marjinlerinin daha iyi değerlendirilmesini sağlar. Ancak radyograflar ile küçük miktarlardaki alveolar kemik kayıpları tespit edilemeyebilir (White, 2004 page 283-294 chapter 18). Gröndahl ve ark (1983), radyografların, özellikle başlangıç safhasındaki periodontal hastalıkların tanısında, dişlerin bukkal ve lingual bölgedeki kemik defekt miktarlarının ölçümünde yetersiz kaldığını bildirmişlerdir.

Van der Stelt, Van der Linden ve ark. (1985) araştırmalarında; konvansiyonel radyografide birtakım distorsiyonlara bağlı küçük kemik lezyonlarının tespitinde limitasyonlar olabileceğini, bu bozulmanın bütün anatomik yapılarda oluşabileceğini ve bu durumun diagnostik önemi olan yapıların görsel olarak tespit edilebilirliğini sınırlandıracağını savunmuştur.

İntraoral radyografların kemik değişikliklerinin erken tanısında da etkinliği sınırlıdır. Periodontal hastalıklar tanımlanırken, mevcut alveoler kemik kaybı kolaylıkla görülür; fakat farklı zamanlarda alınan radyograflarda kemik kaybının minimal düzeyde ilerleyişini tespit etmek zordur (Gröndahl, 1983). Çünkü sağlam kortikal tabakaların varlığı, trabeküler kemik kaybının belirlenmesini engeller (Christgau, 1998). Ayrıca kökler superpoze olduğu için furka bölgesi ile ilgili defektlerin de görülebilirliği azalır. Çünkü kemik densitesindeki küçük değişikliklerin çıplak gözle fark edilmesi mümkün değildir. Radyograflar trabeküler kemikte gözle görülemeyecek kadar az kemik değişikliklerinin tanısının konulmasında genellikle yetersizdir (Mol, 2003).

Van der Stelt ve ark, 1985 yılında yaptıkları diğer bir araştırmada diş köklerinin alveol kemik kaybı olan bölgelere superpoze olması nedeniyle radyografların genellikle interdental bölgedeki kemik kaybını gösterdiğini bildirmişlerdir.

Uzun takipli çalışmalarda değerlendirmenin amacı, belirli zaman aralıklarındaki, fiziksel ve patolojik değişimleri göstermektir. Ancak, radyografların; erken krestal kemik kaybı, bukkal ve lingual kortikal kemik tabakalarının bozulmadığı interproksimal lezyonlar, kemik tabakalarının ince olduğu bukkal ve lingual kemik kayıpları, kemik rezorpsiyonunun furkanın apikal bölgesine doğru genişlemediği furka problemleri gibi klinik önemi olan küçük lezyonları doğru olarak göstermediği konusunda tartışmalar bulunmaktadır (Newman, 2002).

Furkart ve ark. (1992) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, bir CCD sistemi ile periodontal kemik lezyonlarının belirlenmesindeki doğruluk, D ve E hızlı filmlerdeki ile karşılaştırılmıştır. Üç görüntü alıcısının etkinliği arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar bulunmamıştır.

Pass ve ark. (1994) geleneksel D-hızlı filmler ile 6- ve 8-bit’lik dijital görüntüleri karşılaştırmışlar ve geleneksel uyarılmış periodontal lezyonların belirlenmesinde önemli farklılıkları olmadığını bulmuşlardır.

Dişin bukkal ve lingual yüzündeki kemik seviyesi, radyograflar üzerinde belirlenemez olarak düşünülmüştür (Hausmann, 1985; Okano, 1990; Jeffcoat, 1996; Lehmann, 1998) Bukkal ve lingual yüzlerdeki periodontal kemik kaybının kantitatif değerlendirilmesi ile ilgili ilk çalışmalarda konvansiyonel radyograflar “değerlendirme için yetersiz” ve “mutlak değerlerin temsilcisi olamaz” olarak yorumlanmışlardır. Kontrol radyograflarıyla kıyaslandıklarında, dişin bukkal/lingual yüzündeki kemik seviyesinin zayıf görüntüsünden dolayı klasik radyograflarda kemik kaybının göz ardı edildiği bildirilmiştir (Okano, 1990).Yakın zamanda hem konvansiyonel hem de dijitalize edilmiş görüntülerin incelendiği bir çalışmada, Hildebolt ve ark.(2000) elde ettikleri sonuçlar üzerindeki yorumları ile bu eski açıklamaları onaylamışlardır.

Akesson ve arkadaşlarının 1992 yılında yaptıkları bir çalışmada ileri kemik kaybı olan hastalardan alınan radyografik görüntüler üzerinde ölçümler yapılmış, sonrasında klinik sondalama ölçümleri ile bu ölçümler kıyaslanmıştır. Değerlendirme

sonucunda film üzerinden yapılan ölçümler ile gerçek klinik ölçümleri arasında 2-3 mm lik bir fark bulunmuş, radyografi üzerinden yapılan ölçümlerin eksik olarak yapıldığı kaydedilmiştir.

1.6. Periodontal Hastalıkta Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

Periodontal hastalığın değerlendirilmesinde radyograflar, anamnez ve klinik muayene bulgularını (inspeksiyon, palpasyon, cep derinliği ölçümleri, gingival index, mobilite, yapışık dişetinin miktarı...) tamamlayıcı rol oynarlar. Genel olarak; var olan kemik miktarını, alveoler kretlerin durumunu, furkasyon bölgelerindeki kemik kaybını, periodontal aralığın genişliğini, periodontal hastalığa neden olan ya da şiddetlendiren lokal başlatıcı faktörleri, diş taşlarını, uyumsuz veya taşkın restorasyonları, kök uzunluğu ve morfolojisini ve kron-kök oranını, anatomik önemli bölgeleri, periodontal deformite ile ilişkili maksiller sinüsün pozisyonunu, eksik, sünnümerer veya gömülü dişleri, önemli patolojileri, çürükleri, periapikal lezyonları, kök rezorbsiyonlarını değerlendirmede radyografların yararlığı bilinmektedir. Ayrıca hastalığın gidişi boyunca kemiğin durumu ile ilgili kalıcı kayıtlar da sağlar (White 2004 chapter 18 page 283-294)

İntraoral radyograflar genellikle alveol kemiği kretinin lokalizasyonunun belirlenmesinde kullanılırlar. Kemik kretinin konumu sıklıkla mine-sement birleşimi ile olan ilişkisine göre ifade edilir. Genç insanlarda alveol kemik kretinin proksimal yüzlerde 2 mm'den az bir mesafede konumlandığı bildirilmiştir. Kallestal ve ark. 1989 yılında on adet kuru çene kemiği üzerinde yaptıkları ölçümlerde bu mesafeyi 2 mm den az olarak bulmuşlardır. Epidemiyolojik çalışmalarda, alveol kemik kretinin normal konumunu tanımlamak için kullanılan kriterler 1 ile 3 mm arasında değişmektedir. Çenelerle ilişkili olarak x-ışını yönlendirilmesindeki değişimlerin, film üzerinde kaydedilen anatomik yapıların iki boyutlu ilişkilerinde değişikliklere yol açtığı araştırmacı grupları tarafından gösterilmiştir. Mine sement birleşimi ile kemik kreti arası radyografik mesafe ve gerçek anatomik mesafe arasındaki ilişkinin

en iyi olarak, x-ışını dişe ve buna paralel yerleştirilen filme dik olarak yönlendirildiğinde elde edildiği bildirilmiştir.

Periodontal hastalıkta radyograflar bazı durumlarda yetersiz kalabilirler. İlk yetersizlikleri, var olan kemik duvarları üzerine süperpoze olan kemik defektlerinin görülmesindeki zorluktur. Çünkü üç boyutlu bir durumu, iki boyutlu olarak betimlerler. Bukkal ve lingual kemik seviyelerini görüntülemek genellikle mümkün olmaz. Kemik deformitelerinin morfolojisi radyograflarda izlenemez. Yoğun kortikal tabakalar, iç süngerimsi kemikteki yıkımların görüntüsünü engeller. Yani bukkal ve lingual kemik tabakaları arasında radyografik bulgu olmaksızın derin defektler var olabilir. Periodontal hastalığın başlangıcındaki minör kemik değişiklikleri gözlenemez. Çünkü hafif destrüktif lezyonlar, kemik densitesinde saptanabilir değişiklikler yaratmaz. Ayrıca defektin görüntüsü üzerine süperpoze olan kökün densitesi, kemik yüksekliğini belirsizleştirir. Radyograflar yıkımın şiddetini var olandan daha az gösterirler. Radyografıta ölçülen kemik kaybı miktarı, gerçek kemik kaybı miktarından daha azdır. Sert -yumuşak doku ilişkisi ve yumuşak dokudaki değişiklikler radyografide izlenemez. Periodontal cebin varlığı ve derinliği de radyografıta anlaşılamaz. Ancak, radyoopak görüntü veren periodontal sond, gümüş kon, gutta kon, lipiodol gibi maddelerin cep içine uygulanması ile cep derinliği radyografik olarak değerlendirilebilir. Radyograflar dişte lüksasyon olup olmadığını göstermez. Radyograflar tedavi edilmiş ve edilmemiş vakaları ayırtetme olanağı vermez. Yani radyografıa bakılıp, hastalığın tedavi öncesi mi, sonrası mı olduğu belirlenemez.

Bu yetersizliklerine karşın radyograflar, kalsifiye dokulardaki değişiklikleri açığa çıkarır. Mevcut kemik miktarının saptanmasında, kemik kaybının bölgesini ve yönünü belirlemede yardımcı olur. Dişlerin gerçek boyutu, kök sayı, pozisyonları, kron-kök oranları öğrenilir. Prognozun saptanmasında, iyileşmenin takibinde yararlıdır. Densitometrik analizle kemikteki iyileşme saptanır. Dişin her bölgesindeki (mesial, distal, apikal) periodontal aralık, tek plan halinde görülür. Klinik muayeneyi doğrular ve tekrar muayenesi gereken bölgeleri belirler. Etkenin ne olduğunu ortaya

çıkartır. Supra ve subgingival tartırlar, uyumsuz ve taşkın restorasyonlar, okluzal travma gibi lokal etyolojik faktörleri ortaya koyar.

Periodontal hastalıkta radyografların bu avantajları, ancak uygun tekniğin seçimi, doğru uygulanması ve görüntü kalitesinin istenen düzeyde olması ile gerçekleşir (White, 2004 chapter 18 page 283-294)

1.6.1. Standardizasyon

Radyograflar, tedavi sonrası iyileşmenin takibinde de sıklıkla kullanıldıklarından standardizasyon kurallarına uyularak alınmalıdır. Bu amaçla; hasta takiplerinde cihazın kVp, mA, filtrasyon, kolimasyon gibi teknik özellikleri her seferinde aynı olmalıdır. Yani periyodik kontrollerde hep aynı cihaz kullanılmalıdır. 80 kVp ve üstündeki cihazlar önerilmektedir. Işınlama süresi hep aynı olmalıdır. Kullanılan filmler, aynı marka, özellik ve saklama koşullarını taşımalıdır. Karanlık oda ve banyo işlemlerinde de standardizasyona dikkat edilmelidir. Kullanılan banyo özellikleri aynı olmalıdır (tazelik, sıcaklık, süre, marka...). Banyo solüsyonları taze olmalı ve optimum sıcaklık kullanılmalıdır. Isırtma blokları sabit olmalıdır. Hasta ilk geldiğinde hazırlanan ısırtma blokları, periyodik kontrollerde kullanılarak, hastanın her seferinde aynı yerden ısırması sağlanmalıdır (White, 2004).

Dijital sistemlerde standardizasyon işlemi, banyo işlemleri olmadığı için daha rahat sağlanabilmektedir. Banyo işleminin ortadan kaldırılması, intraoral filmlerin kullanılmaması dijital sistemlerde standardizasyon işlemini daha kolay uygulanır hale getirmiştir.

Bu standart koşullarda alınan radyograflar, kalitatif olarak densitometrik analizle değerlendirilir. Standardizasyona uyulmazsa, mevcut kemik seviyesi, kemik yıkımının miktarı, periodontal aralığın genişliği, densite, trabeküler yapı, lamina dura ve interdental septumun konturu, her seferinde farklı görüleceğinden, radyograflar arası kıyaslama mümkün olmayacaktır. Periodontal hastalık incelemesinde full

mouth (tüm alt ve üst çene dişleri) radyolojik inceleme yapılmalıdır. Periodontal hastalık tanısında en sık paralel teknik ve bite-wing tekniği kullanılır (Harorlı, 2006).

1.6.2. Paralel Teknik

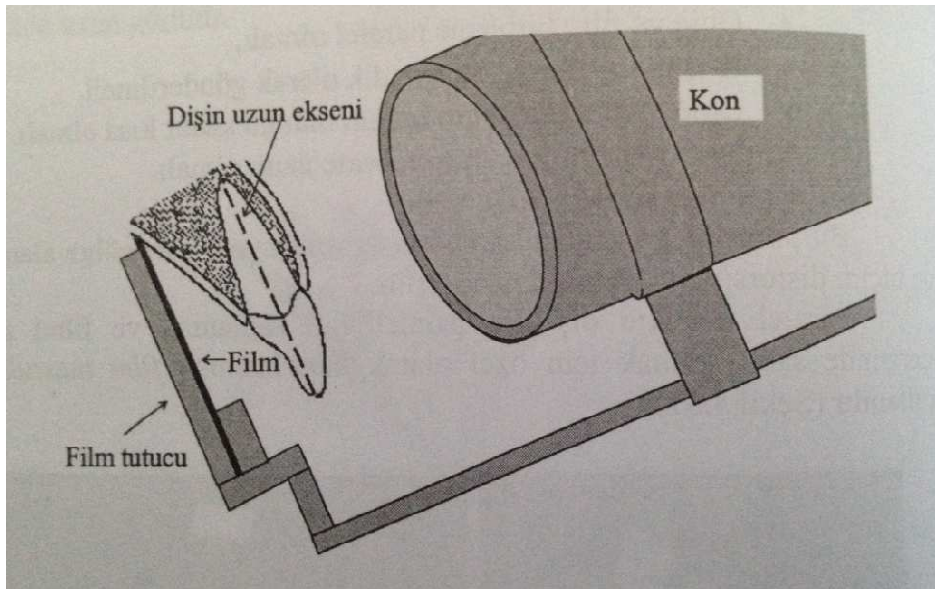
Periodontal hastalık tanısında ve takibinde periapikal radyografilerden yararlanılır. Periapikal radyografiler alınırken kullanılan açı-ortay tekniğinin getirdiği bazı dezavantajlardan ötürü paralel teknikten yararlanılmaktadır. X-ışınlarının keşfinden yaklaşık 1 yıl sonra, radyografi ilk olarak Morton tarafından periodontal hastalık teşhisinde kullanılmıştır. 1907 yılında Dr. Cieszynski intraoral radyografiye izometri ilkesini uygulamıştır. Franklin W. McCormack, 1910 yılında San Fransisco’da ilk dental amaçlı x-ışını laboratuvarını açmış, Rollins tarafından tavsiye edilen “imaj kalitesini arttırmak için uzun bir target-film mesafesi kullanılması gerektiği” ilkesini paralel tekniğe uygulamış ve bu tekniği “McCormack uzun mesafe tekniği” olarak isimlendirmiştir. (White, 2004 chapter 18 page:283-294)

Bilindiği gibi görüntü distorsiyonunu en az düzeye indirmek için, zaman içerisinde farklı ilkelere dayanan, 2 periapikal radyografi tekniği geliştirilmiştir. Bunlar paralel teknik (Right Angle Technique) ve açıortay tekniği (Bisecting Angle Technique)’dir.

Uzun kon, dik açı veya Fitzgerald tekniği adları da verilen paralel teknik (right angle technique), bilinen en eski radyografi tekniğidir. İlk olarak 1896 yılında C. Edmund Kells, film tutucu kullanarak, ışın kaynağını, filme ve objeye dik tutmak gerektiğini bildirmiştir. Daha sonra Dr. Weston A. Price (1904), her iki tekniğin de formülünü tarif etmiştir. 1940’lı yıllarda Dr. Gordon Fitzgerald (1947-1949), “McCormack uzun mesafe tekniğini” kullanmak için dental röntgen cihazına uzun bir kon dizayn ederek paralel tekniğin intraoral işlemler esnasında pratik kullanımını geliştirmiş ve bu tekniği “Uzun kon tekniği” olarak isimlendirmiştir (White, 2004 chapter 18 page:283-294)

Bu teknikte film, objenin uzun eksenine paralel olarak yerleştirilir ve merkezi ışın hem obje hem de filme dik olarak gönderilir. Diş ve film paralelliğini sağlamak için çeşitli film tutucular kullanılır. Paralel teknikte uzun bir target-obje mesafesi gereklidir. Bunu sağlamak için uzun konlardan faydalanılır (Turgut, 1977; Bayırlı, 1985; Goaz, 1994; White, 2004)

Üzerinde ekstraoral kon yönlendirici kısımlar bulunan film tutucular kullanıldığında minimum teknik hata ile ideale yakın görüntü elde edildiği için bu tip film tutucular tercih edilir.



Şekil 1.5. Film tutucu ile intraoral radyografi

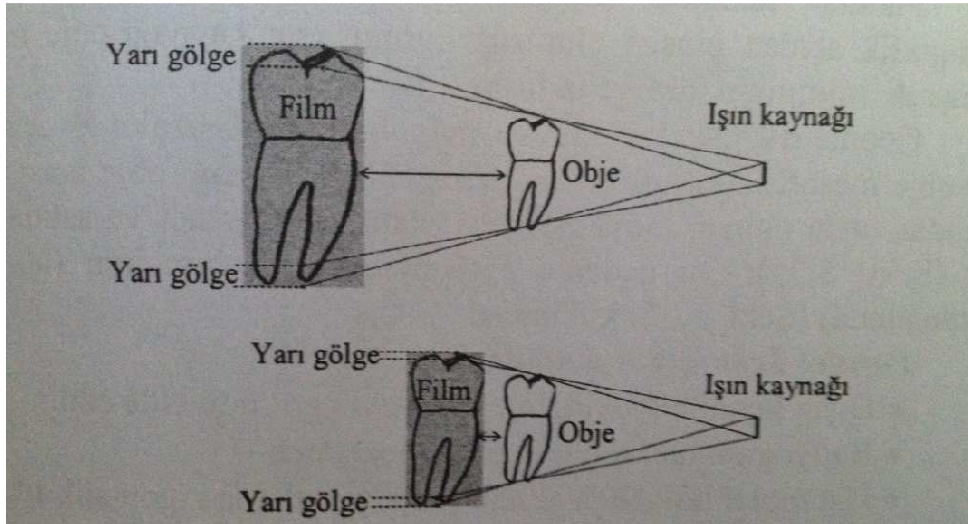
Kon yönlendirici film tutucuların bir ucuna film yerleştirilir, diğer ucunda bulunan halka tüpün konuna takılarak obje-film paralelliği sağlanır. Bu düzenekte merkezi ışının film düzlemi ve objenin uzun eksenine dik gönderilmesi de sağlanır. Film ağıza yerleştirildikten sonra radyografi işlemi tamamlanıncaya kadar film tutucunun pozisyonu korunur.

Film, diş ve merkezi ışının bu geometrik oryantasyonu görüntü distorsiyonunu minimale indirir. Pratik uygulamada diş-film paralelliği, diş ile film arasına küçük bir tampon konularak da sağlanabilir. Bu teknikte ana prensipler şunlardır:

- Obje ve film birbirine paralel olmalı
- Fokal spot-obje arası mesafe uzun olmalı
- Obje ve film mesafesi mümkün olduğu kadar kısa olmalı
- Merkezi ışın obje ve filme dik olarak gönderilmeli
- Fokal spot küçük olmalı

Bu prensipler uygulandığında, magnifikasyon, yarı gölge alanları ve biçim distorsiyonları minimuma indirilir. Diş ve film paralellliğini sağlamak için film dişten uzaklaştırıldığı zaman görüntüde büyüme olacaktır. Bunu önlemek için paralel teknikte fokal spot-obje mesafesi artırılır, yani uzun bir kon kullanılır (Manson, 1979; Bayırlı, 1985; Harorlu, 2006) En çok kullanılan kon uzunluğu 40 - 50 cm dir.

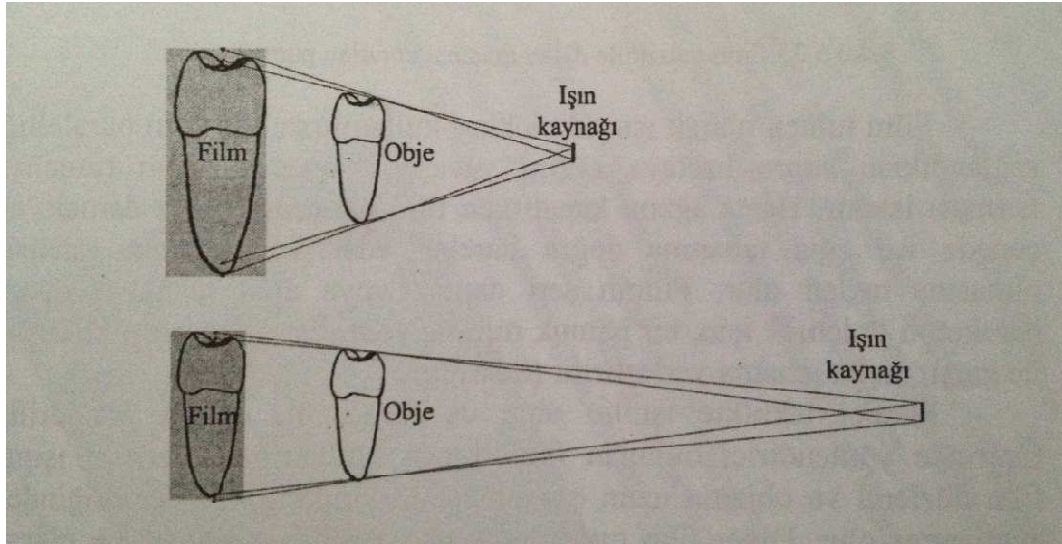
Paralel teknikte dişin gerçek boyutuna çok yakın büyüklükte görüntü elde edilir. Paralel teknikte obje-film mesafesi ne kadar yakın olursa, radyografide oluşacak görüntüdeki büyüme ve şekil distorsiyonu o kadar az olur.



Şekil 1.6. Film obje ilişkisi

Paralel teknikte filmin objeden uzaklaştırılması sonucu radyografik açıdan oluşan olumsuz durum, ışın kaynağı-obje mesafesi artırılarak minimum düzeye indirilir. Geometrik distorsiyonu ve magnifikasyonu azaltmak için fokal spot-obje

mesafesinin artırılması gerekir. Işın kaynağı-obje arası mesafe ne kadar fazla olursa, radyografik görüntü o kadar net ve aslına uygun olur. (White, 2004; Harorlu, 2006).



Şekil 1.7. Işın kaynağı film obje ilişkisi

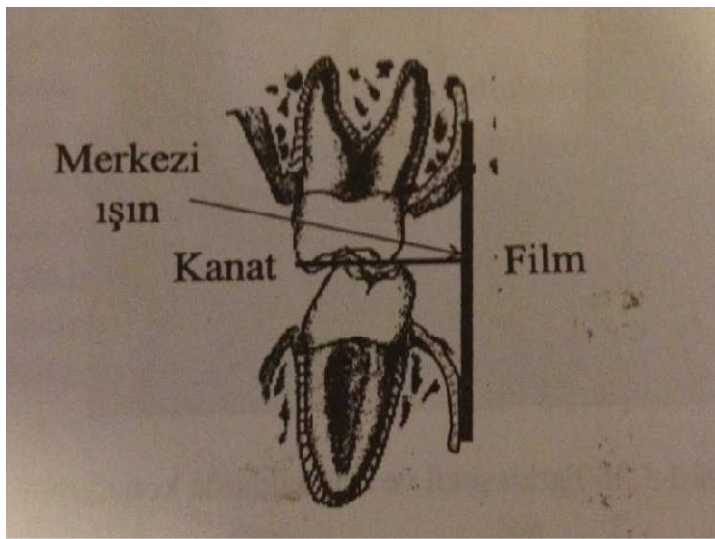
Paralel teknik ile maksilla posterior bölgede proc. zygomaticusun süperpozisyonu önlenerek radyografin değerlendirilmesi kolaylaşır, ancak bu teknikte en sık karşılaşılan güçlük, üst çenede damak yüksekliğinin, alt çenede lingual derinliğin yetersizliği nedeniyle filmin yeterince derine yerleştirilememesi ve bunun sonucu dişlerin apekslerinin tam olarak görüntülenememesidir. Bu nedenle paralel tekniğin çocuklarda kullanımı oldukça sınırlıdır.

1.6.3. Bite-wing Tekniği

Periodontal hastalık tanısında kullanılan diğer bir yöntem de bite-wing yöntemidir. Isırtma tekniği, interproksimal teknik olarak da bilinir. Isırtma tekniğinde özel olarak hazırlanmış filmler kullanılır. Film paketlerinin hassas yüzeylerinin ortasında ısırma kanadı vardır (White, 2004; Harorlu, 2006). Hazır bite-wing filmi bulunamaz ise kartondan bir tutucu yapıp, periapikal film bunun içine yerleştirilerek ısırma filmi yapılabilir ya da filmin çevresine yapılan selofan bir bant

yardımıyla filmin ışın alacak yüzünde bir kanat oluşturulabilir.

Bite-wing radyografi için oklüzal düzlem yere paralel olacak şekilde hastaya pozisyon verilir. Film üzerindeki ısırtma kanadı dişler arasında olacak şekilde film hasta ağızına yerleştirilir. Film kanadını ısırma işlemi arka dişlerde normal oklüzyonda iken, ön dişlerde ise kesici dişler baş başa getirilerek yapılır. Merkezi ışın görüntüsü istenen dişlerin interproksimalinden geçecek ve filmi merkezleyecek şekilde ısırma kanadına yaklaşık 10^0 vertikal açı ile gönderilir.



Şekil 1.8. Bite wing radyografi

Ağızdaki bütün dişlerin görüntüsü beş bitewing filmle elde edilir. Periyodik olarak yapılan diş çürüğü kontrollerinde bu yöntem tavsiye edilir. Kalabalık grupların radyolojik incelemelerinde (okullar, askeri birlikler gibi) bu yöntem tercih edilir. Isırtma tekniği daha ekonomiktir, daha az zaman alır, hasta ve hekimin aldığı radyasyon miktarı daha azdır (Harorlı, 2006)

Bitewing radyografıta dişlerin sadece kron kısımları ve alveoler septumun uç kısımları görülebilir. Bu nedenle yalnızca supragingival tartırlar ile interdental septumun uç kısmındaki harabiyetler görülebilir (White, 2004). Bitewing projeksiyonlar periodontal dokuların incelenmesinde de önemli yer tutar. Bu yöntem alveoler kemik kretinin uygun görüş açısıyla değerlendirilmesini sağlar. Orta veya

ileri derecede periodontal hastalığın mevcut olduğu durumlarda, alveol kemik yüksekliğindeki değişiklikler görülebilir. Ayrıca projeksiyon açısına bağlı olarak interproksimal bölgelerdeki diş taşları da saptanabilir. Işınlama süresi düşük tutulursa, bu birikintiler daha iyi görülür.

Bitewing radyografiler,

- Dişlerin kronlarını görmek
- Diş çürüklerini, özellikle interproksimal çürükleri görmek.
- Restorasyon altındaki sekonder çürükleri görmek.
- Taşkın dolguları görmek.
- Dişlerin kontak noktalarını görmek.
- Pulpa odasını görmek.
- İnterdental septumu görmek.
- İnterproksimal aralıklardaki diştaşı birikintilerini görmek
- Kökün ortasına kadar kök kanalını görmek
- Dişlerin furkasyon bölgelerini görmek için istenir.

Bu çalışmada amaç, mandibuler molar ve premolar dişlerdeki kemik defektlerinin bukkal, lingual lokalizasyonunu belirlemede konvansiyonel görüntüleme yöntemi, kablolu dijital görüntüleme ve kablosuz dijital görüntüleme sistemlerinin etkinliklerini karşılaştırmaktır. Ayrıca 3 farklı görüntüleme sistemine yardımcı olarak kullanılan dijital subtraksiyon programının periodontal defektlerin varlığı ve lokalizasyonlarının belirlenmesindeki etkinliğini araştırmaktır.

2. GEREÇ-YÖNTEM

Araştırmamızda Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'ndan temin edilen 8 adet erişkin, kuru, insan mandibulası kullanıldı. Araştırmada kullanılan mandibulaların hepsinde premolar ve molar dişlerin bulunmasına dikkat edildi. Mandibulalar özel olarak hazırlanmış olan düzenekler üzerine ölçü malzemesi (Heraus Kulzer Optosil) kullanılarak sabitlendi.



Şekil 2.1. a. Defeksiz molar diş görüntüsü, b. 2 mm defektli molar diş görüntüsü, c. Defeksiz premolar diş görüntüsü, d. 2 mm defektli premolar diş görüntüsü

Modelden film çekimleri sırasında, yumuşak dokuyu taklit etmek için 2 mm'lik pembe mum ve 1 mm'lik soğuk akrilik çene kemikleri üzerine yerleştirildi (Schropp, 2012). Işınlamalar için konvansiyonel, ve iki farklı dijital (kablolu sensör, kablosuz sensör) görüntüleme olmak üzere 3 farklı görüntüleme yöntemi kullanıldı.



Şekil 2.2. Yumuşak doku eşdeğeri mum ile kaplanmış çene

Paralel teknikle standardizasyonu sağlamak için film tutucu apareylerden yararlanıldı. (Dentsply, Rinn Corp., Elgin Ill, ABD)



Şekil 2.3. Dentsply Rinn film tutucu

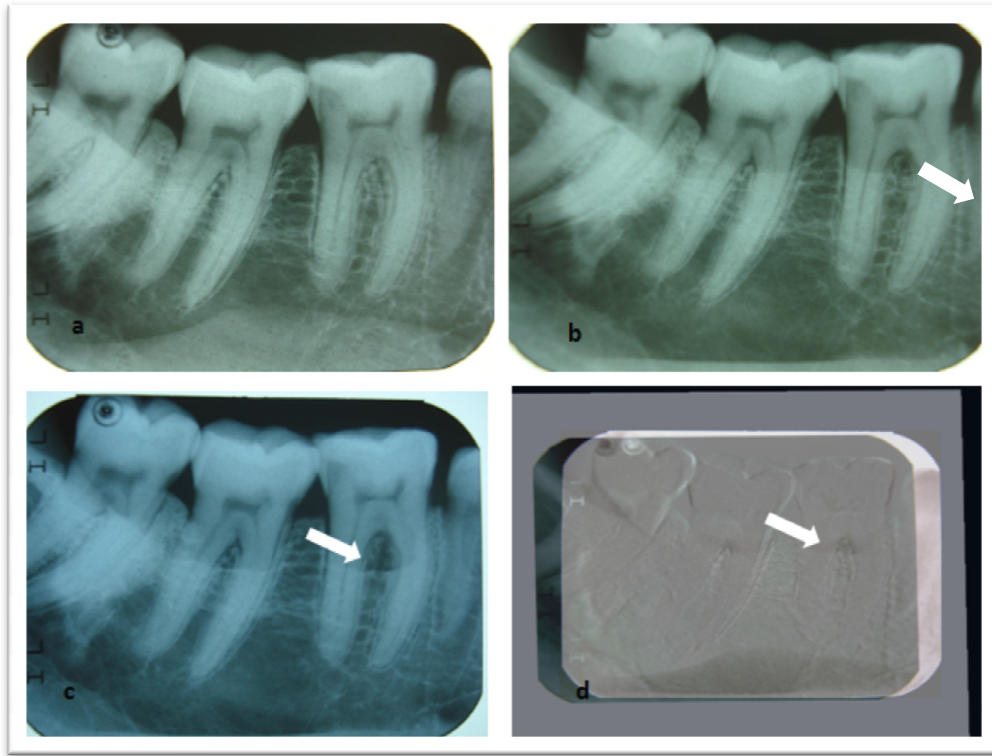
Çalışmaya dahil edilen diş gruplarında bukkal ve lingual kemik defektinin olmamasına dikkat edildi. Her bir çeneden periodontal defektler açılmadan önce, 3 farklı görüntüleme sistemi ile görüntüler alındı. Görüntüler premolar ve molar dişler ayrı radyograflarda olacak şekilde, paralel teknik kuralları çerçevesinde alındı.

Görüntüleme için kullanılan kablolu dijital görüntüleme sistemi Trophy RVG cihazı (Trophy- marne la vallee-FRANCE) , kablosuz dijital görüntüleme sistemi ise Acteon Sopro PSPiX Fosfor Plak' ı. (Sopro Imaging,Acteon Group,La Ciotat Cedex, France). Konvansiyonel görüntüler KODAK Insight (Eastman Kodak Co,Rochester,NY),no 2 , E/F sensitiviteli film kullanılarak alındı. Işınlamalar Evolution X3000-2C Röntgen Cihazı ile 70 Kvp 8 mA 0.02 sn ışınlama süresi ile ve 40 cm' lik kon kullanılarak yapıldı. Konvansiyonel yöntemde ışınlama süresi 0,08 sn olarak belirlendi.

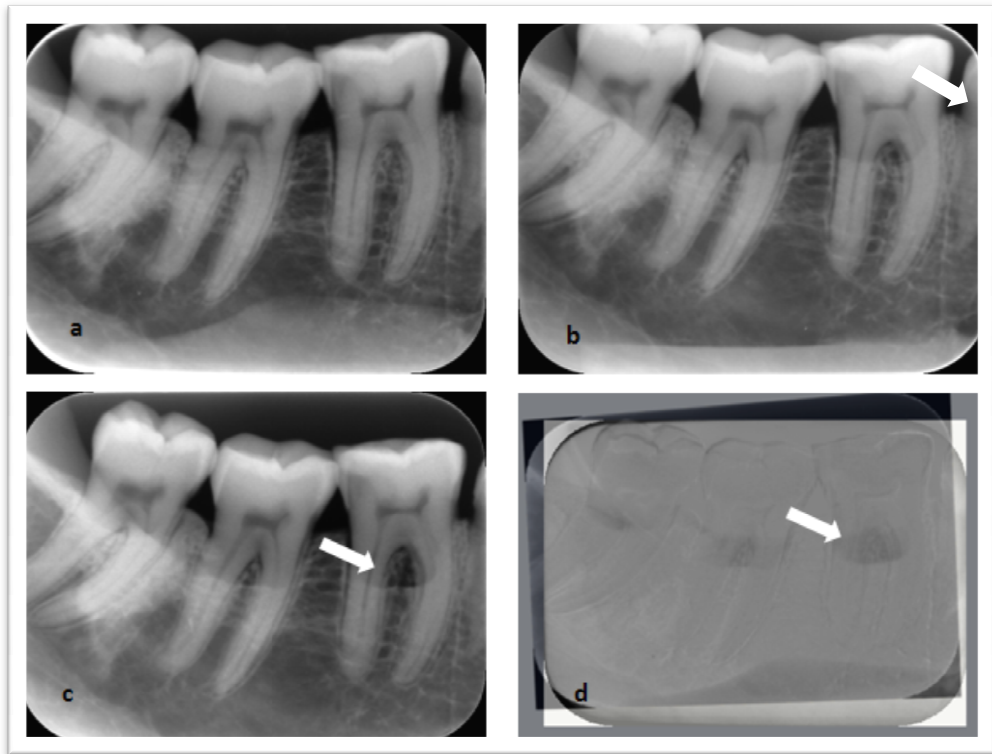


Şekil 2.4. Kablosuz dijital görüntüleme sistemi ekipmanları

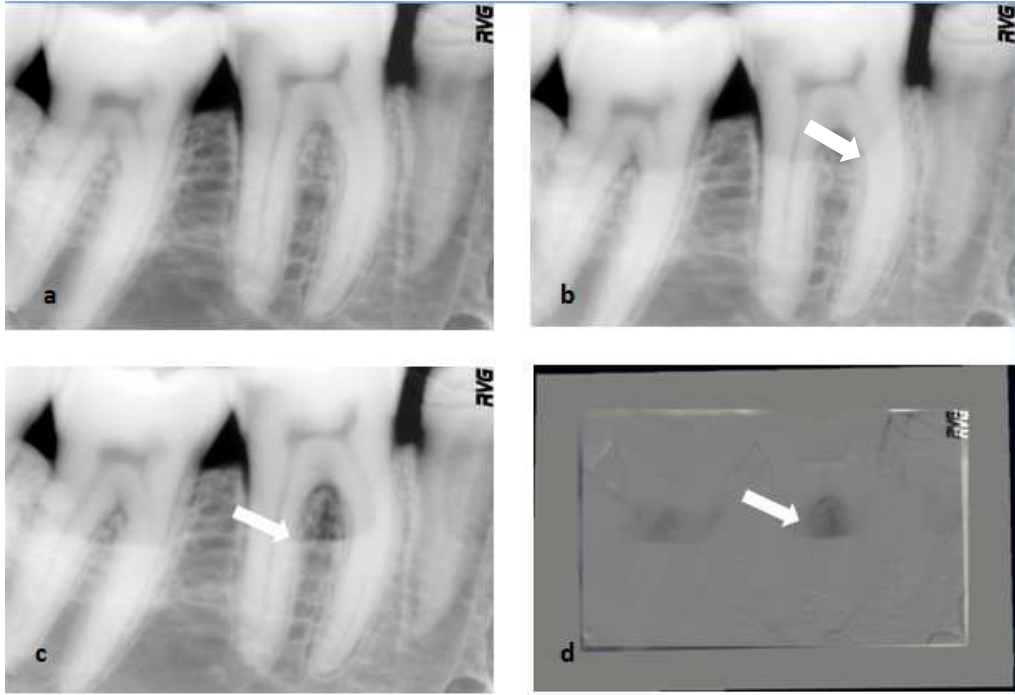
Konvansiyonel olarak çekilen film banyoları Velopex Extra-xe otomatik banyo cihazında yapıldı. Konvansiyonel filmler Kodak EOS 500 Dijital fotoğraf makinası yardımıyla dijitize edildi. Defeksiz bölgelerin görüntülerinin elde edilmesi sonrasında, her bir çenede bulunan molar ve premolar dişlerin bukkal ve lingual yüzeyinde bulunan çevre kemik dokusuna çapı 1 mm olan elmas frezler yardımıyla derinliği 2 mm olan defektler oluşturuldu. Oluşturulan defektlerin yerleri kayıt altına alınarak sonrasında yapılacak olan gözlem formu için bir anahtar oluşturuldu.



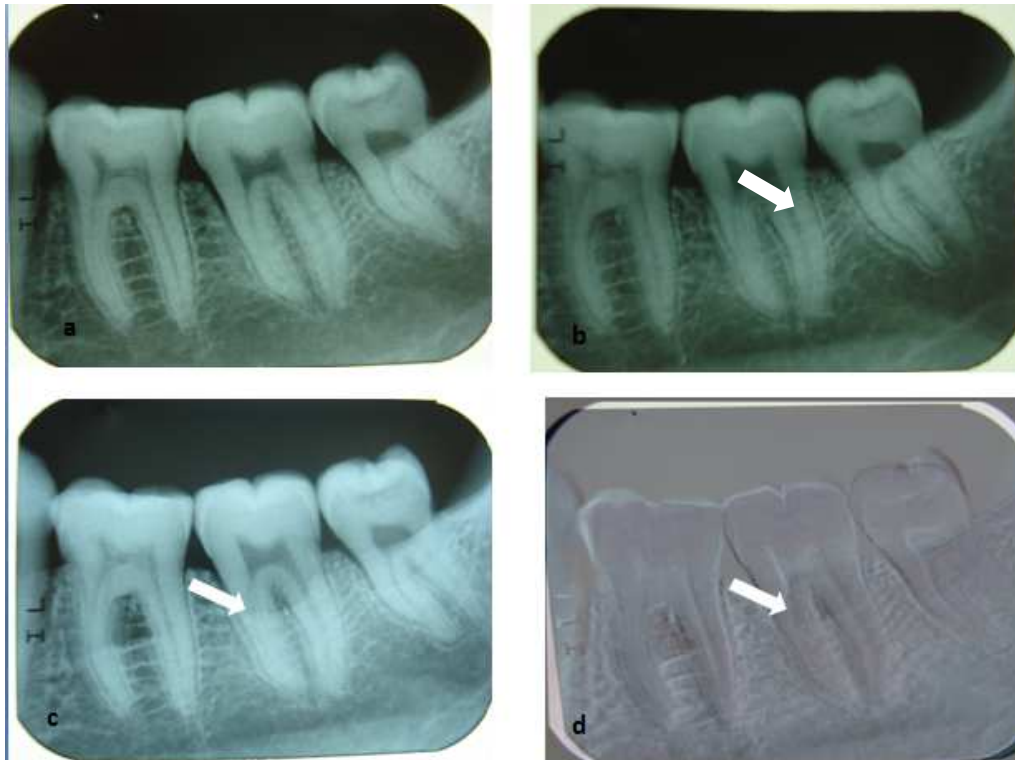
Şekil 2.5. a. defeksiz konvansiyonel görüntü b- 2 mm defektli konvansiyonel görüntü c- 4 mm defektli konvansiyonel görüntü d- 0-2 mm karşılaştırma görüntüsü



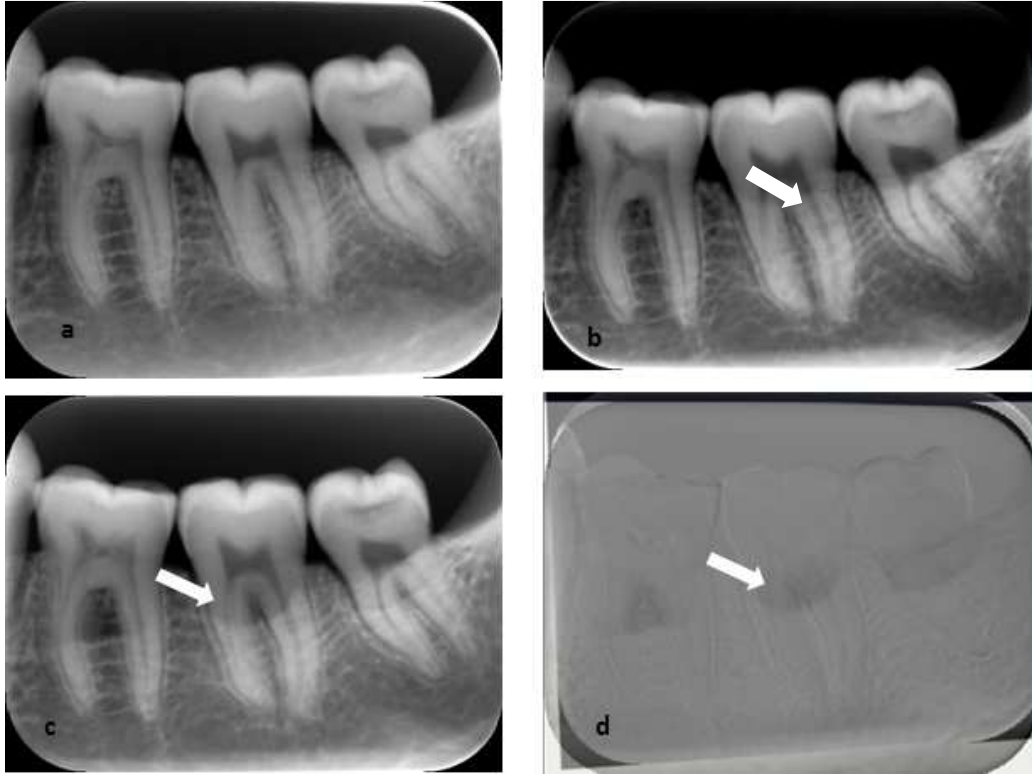
Şekil 2.6. a. Defeksiz, kablolu dijital görüntü sistemi ile alınmış görüntü, b. 2 mm defektli, kablolu dijital görüntü sistemi ile alınmış görüntü, c. 4 mm defektli, kablolu dijital görüntü sistemi ile alınmış görüntü, d. 0-2 mm, karşılaştırma görüntüsü



Şekil 2.7. a. defektsiz, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, b. 2 mm defektli, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, c. 4 mm defektli, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, d. 0-2 mm çakıştırma görüntüsü



Şekil 2.8. a. defektsiz konvansiyonel görüntü, b- 2 mm defektli konvansiyonel görüntü, c- 4 mm defektli konvansiyonel görüntü, d- 0-2 mm çakıştırma görüntüsü

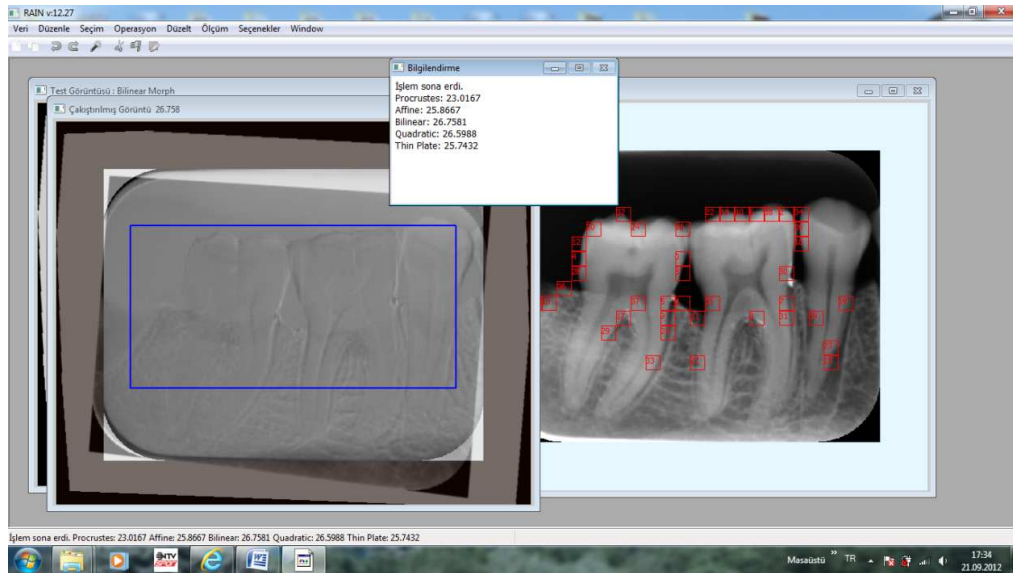


Şekil 2.9. a. defektsiz, kablosuz dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, b. 2 mm defektli, kablosuz dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, c. 4 mm defektli, kablosuz dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, d. 0-2 mm karşılaştırma görüntüsü



Şekil 3.0. a. defektsiz kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, b. 2 mm defektli, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, c. 4 mm defektli, kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınan görüntü, d. 0-2 mm karşılaştırma görüntüsü

Yapay olarak hazırlanmış olan kemik defektlerin bulunduğu çeneler ilk aşamada kullanılan görüntüleme yöntemleri ile ve aynı standardizasyon kurallarına uyarak tekrar görüntülendi. Alınan görüntüler kendi kategori başlıkları altında numaralandırılarak depolandı. Görüntülerin alınmasını takiben periodontal defektlerin derinlikleri, yine elmas frez kullanılarak 4 mm'ye çıkartıldı. Defekt derinliklerinin 4 mm'e çıkartılmasını takiben aynı görüntüleme işlemleri tekrarlandı. Her sistemle elde edilen tüm görüntüler üzerinde, 2008 yılında Ege Üniversitesi tarafından geliştirilen bir yazılım olan RAIN çakıştırma programı kullanılarak, görüntülerin birbirinden çıkartma işlemi yapıldı. (Ozturk 2004,Raitz R. 2013)



Şekil 3.1. Rain subtraksiyon programında çakıştırma

Çeneler üzerinde defektler açılmadan alınan radyografiler (1.Grup) ve çeneler üzerine 2 mm defekt açıldıktan sonra alınan radyografiler (2.Grup) ile çakıştırıldı. 1.Grup radyografiler ile çeneler üzerine 4 mm defekt açıldıktan sonra alınan radyografiler (3.Grup), yine RAIN programı kullanılarak çakıştırıldı. Son olarak 2.grup ve 3.grup radyografiler üzerinde çakıştırma işlemi yapıldı. Çakıştırma işlemi sonrası ortaya çıkan görüntüler kendi aralarında gruplandırılarak dosyalandı.

Görüntülerin değerlendirilmesi için, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'ndan 5 gözlemci ve aynı fakültenin Periodontoloji Anabilim Dalı'ndan 5 olmak üzere, farklı deneyimleri olan toplam 10 gözlemci seçildi. Çalışmaya hangi gözlemcinin katıldığı diğer gözlemciler tarafından bilinmemekteydi. Gözlemcilere değerlendirme sonuçlarını kaydetmeleri için hazırlanan formlar verildi. Filmlerle birlikte kendilerine teslim edilen bu formlarda defektin varlığı-yokluğu ve defektin bukkalde veya lingualde olduğu konusunda görüşlerini işaretlemeleri istendi. Bu amaçla gözlemcilere 84 adet kablosuz dijital görüntüleme sistemi ile alınmış görüntü ve DSR programı ile elde edilmiş çıkarım görüntüleri, 84 adet kablolu dijital görüntüleme sistemi ile alınmış görüntü ve DSRı ile elde edilmiş çıkarım görüntüleri, 84 adet konvansiyonel yöntemle alınmış görüntü ve DSR ile elde edilmiş çıkarım görüntüleri, formlarla birlikte verildi ve 15 gün içerisinde gruplar halinde incelemeleri istendi.

İncelemeler Microsoft®Office Picture Manager (12.0.6606.1000) SP3 MSO program üzerinde yapıldı. Elde edilen veriler Microsoft Office Excel 2007 ve SPSS 17.0 (Ağustos,2008) yardımı ile düzenlendi. Düzenlenen veriler Ankara Üniversitesi Bioistatistik AbD'da istatistiksel olarak değerlendirildi. Verilerin analizinde Duyarlılık/Seçicilik, Kümelenmiş verilerde Ki-Kare testi uygulandı.(Genç Y, 2005; Öztuna D, 2010). **Duyarlılık** defekt bulunmayan ve bulunan görüntüler arasından, defektli olan görüntülerin ayrılması, **seçicilik** ise defekt bulunan görüntüler arasında farklı derinlikteki defektlerin tayini olarak kullanılmıştır.

Çizelge 2.1. Gözlemcilere verilen değerlendirme formu

1						
		*	**	***	****	*****
		Var(Bukkal)	Var(Lingual)	Var(???)	Yok	Fikrim Yok
	Periodontal defekt(48)					
	Periodontal defekt(47)					
	Periodontal defekt(46)					

* : Periodontal defekt var, lokalizasyonu bukkal.

** :Periodontal defekt var, lokalizasyonu lingual.

***: Periodontal defekt var, lokalizasyonu belirsiz.

****: Periodontal defekt yok.

*****: Periodontal defektin varlığı ve yokluğu hakkında kesin bilgim yok.

3. BULGULAR

Mandibuler molar ve premolar dişlerin bukkal ve lingual alveoler kemiğinde yapay olarak oluşturduğumuz 2 ve 4 mm lik defektlerin varlığının ve var olduğu lokalizasyonun (bukkal/lingual) hangi görüntüleme yöntemi ile daha doğru saptanabileceğini belirlemek amacıyla 8 kuru mandibuladaki 36 molar, 23 premolar olmak üzere toplam 59 dişte kablolu, kablosuz ve konvansiyonel görüntüleme yöntemlerinin her biri ile 0 mm defektsiz, 2 mm ve 4 mm defektli dişlerden toplam 252 radyografik görüntü ve 252 DSR görüntüsü elde ederek gözlemcilerin değerlendirmesi için hazırladık. Çizelgelerde, molar ve premolar dişlerde 0,2,4 mm defektler için her bir görüntü sistemi ile elde edilen sonuçlar verilmektedir.

Çizelge 4.1. 0, 2 ve 4 mm defektlerin varlığını belirlemede, 3 farklı görüntüleme yönteminin etkinlikleri (Molar ve premolar dişlerde)

	Kablosuz DGS <i>Seçicilik/duyarlılık</i>		KONVANSİYONEL <i>Seçicilik/duyarlılık</i>		Kablolu DGS <i>Seçicilik/duyarlılık</i>		P
0 mm	<i>Molar</i>	0,781	<i>Molar</i>	0,758	<i>Molar</i>	0,752	<i>p>0,05</i>
	<i>Premolar</i>	0,707	<i>Premolar</i>	0,680	<i>Premolar</i>	0,722	<i>p>0,05</i>
	<i>P>0,05</i>		<i>P>0,05</i>		<i>P>0,05</i>		
2 mm	<i>Molar</i>	0,829	<i>Molar</i>	0,746	<i>Molar</i>	0,757	<i>p>0,05</i>
	<i>Premolar</i>	0,820	<i>Premolar</i>	0,743	<i>Premolar</i>	0,779	<i>p>0,05</i>
	<i>P>0,05</i>		<i>P>0,05</i>		<i>P>0,05</i>		
4 mm	<i>Molar</i>	0,856	<i>Molar</i>	0,809	<i>Molar</i>	0,770	<i>p>0,05</i>
	<i>Premolar</i>	0,828	<i>Premolar</i>	0,757	<i>Premolar</i>	0,783	<i>p>0,05</i>
	<i>P>0,05</i>		<i>P>0,05</i>		<i>P>0,05</i>		

Tablodan izlendiği gibi, defektlerin varlığını belirlemede, her iki diş grubunda, görüntüleme yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemektedir.

Çizelge 4.2. 3 farklı görüntüleme sistemi ile hazırlanan subtraksiyon görüntülerinin, molar-premolar dişlerde defektin varlığı yokluğunu belirlemedeki duyarlılığı

	Kablosuz DGS Seçicilik/duyarlılık		KONVANSİYONEL Seçicilik/duyarlılık		Kablolu DGS Seçicilik/duyarlılık		P
0-2 mm arası	Molar	0,880	Molar	0,801	Molar	0,876	$P>0,05$
	Premolar	0,712	Premolar	0,672	Premolar	0,830	$P<0,05$
	$P<0,05$		$P>0,05$		$P>0,05$		
0-4 mm arası	Molar	0,951	Molar	0,850	Molar	0,935	$P<0,05$
	Premolar	0,740	Premolar	0,680	Premolar	0,788	$p>0,05$
	$P<0,001$		$P<0,01$		$P<0,01$		
2-4 mm arası	Molar	0,950	Molar	0,838	Molar	0,920	$P<0,05$
	Premolar	0,830	Premolar	0,700	Premolar	0,813	$p>0,05$
	$P<0,05$		$P<0,05$		$P<0,05$		

Çakıştırma görüntülerinde farklı büyüklüklerde (0-2 mm arası, 0-4 mm arası, 2-4 mm arası) molar ve premolar dişlerde, her 3 yöntem arasında belirli farklılıklar bulundu. Genel olarak çakıştırma görüntüleri incelendiğinde konvansiyonel sistem ile oluşturulan çakıştırma görüntülerinin en düşük duyarlılığa sahip olduğu tespit edildi.

0-2 mm de hazırlanan çakıştırma görüntüleri incelendiğinde 3 yöntem arasında molar dişlerde herhangi bir farklılık gözlenmezken, premolar dişlerde kablolu dijital görüntüleme sistemi ve kablosuz dijital görüntüleme sistemi ile hazırlanan görüntülerde duyarlılığının, konvansiyonel yöntemle göre daha iyi olduğu gözlemlendi.

0-4 mm hazırlanan çakıştırma görüntüleri incelendiğinde, 3 yöntem arasında farklılık bulundu. Molar dişlere ait çakıştırma görüntülerinde kablolu dijital görüntüleme ve kablosuz dijital sistemi ile hazırlanan çakıştırma görüntülerinin, konvansiyonel sistem ile hazırlanan çakıştırma görüntülerine oranla duyarlılığının daha iyi olduğu tespit edildi. Premolar dişlerde ise herhangi bir farklılık bulunmadı.

2-4 mm de hazırlanan çakıştırma görüntüleri incelendiğinde 3 yöntem arasında farklılık bulundu. Molar dişlere ait çakıştırma görüntülerinde kablolu dijital görüntüleme ve kablosuz dijital görüntüleme ile hazırlanan çakıştırma görüntülerinin

konvansiyonel sistem ile hazırlanan çakıştırma görüntülerine oranla duyarlılığının daha iyi olduğu tespit edildi. Premolar dişlerde ise herhangi bir farklılık bulunmadı.

Çizelge 4.3. 0, 2, 4 mm defektlerin varlığını belirlemede, 3 farklı görüntüleme sisteminin molar ve premolar tüm dişlerde duyarlılık karşılaştırılması

	Kablosuz DGS <i>Seçicilik/duyarlılık</i>	KONVANSİYONEL <i>Seçicilik/duyarlılık</i>	Kablolu DGS <i>Seçicilik/duyarlılık</i>	P
0 mm	0,752	0,728	0,740	<i>P>0,05</i>
2 mm	0,825	0,745	0,766	<i>P>0,05</i>
4 mm	0,845	0,788	0,775	<i>P>0,05</i>

Farklı defekt boyutları ve 3 farklı görüntüleme yöntemi ile molar, premolar ayrımı gözetmeksizin yapılan değerlendirmede seçicilik arasında herhangi bir farklılık bulunamamıştır.

Çizelge 4.4. Çakıştırma görüntülerinde 3 farklı görüntüleme sisteminin molar ve premolar tüm dişlerde defektin varlığı yokluğu üzerindeki duyarlılığının saptanması

	Kablosuz DGS <i>Seçicilik/duyarlılık</i>	KONVANSİYONEL <i>Seçicilik/duyarlılık</i>	Kablolu DGS <i>Seçicilik/duyarlılık</i>	P
0-2 mm	0,817	0,753	0,858	<i>P<0,05</i>
0-4 mm	0,872	0,789	0,878	<i>P<0,05</i>
2-4 mm	0,903	0,786	0,877	<i>P<0,05</i>

3 farklı görüntüleme sistemi ile hazırlanan çakıştırma görüntüleri incelendiğinde kablosuz dijital görüntüleme sistemi ve kablolu dijital görüntüleme sisteminin konvansiyonel sisteme oranla seçiciliğin daha iyi olduğu tespit edildi.

Defektin yerini(Bukkalde veya lingualde olsun, ayırmadan) doğru olarak ayırsama oranlarının(duyarlılığının) 3 yöntemde karşılaştırılması:

Çizelge 4.5. 3 görüntüleme sisteminin ve subtraksiyon yönteminin defektin yerini (bukkal ya da lingual ayırmadan) doğru olarak ayırsama oranlarının (duyarlılığının) karşılaştırılması:

	Kablosuz DGS	Konvansiyonel	Kablolu DGS	P
2 mm	0,582	0,560	0,473	<0,05
4 mm	0,554	0,547	0,548	>0,05
0-2 mm	0,516	0,508	0,515	>0,05
0-4 mm	0,564	0,588	0,519	>0,05
2-4 mm	0,556	0,552	0,531	>0,05

2 mm'lik ve 4 mm'lik defektlerin bulunduğu filmlerde defektin varlığını veya yokluğunu değerlendirmede 3 farklı görüntüleme sistemi karşılaştırıldığında, 4 mm defektlerin bulunduğu filmlerde anlamlı bir farklılık bulunmazken, 2 mm lik defektlerin bulunduğu filmlerde kablolu dijital görüntüleme sistemi diğer görüntüleme sistemlerine göre daha başarısız bulunmuştur.

Defektin bulunmadığı (0 mm) radyografiler ile 2 mm lik ve 4 mm lik defektlerin bulunduğu radyografilerin subtraksiyon programı ile karşılaştırılması sonucu, elde edilen görüntüler üzerinde defektin varlığı ve yokluğunun değerlendirilmesinde, 3 farklı görüntüleme sistemi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Çizelge 4.6. Molar ve premolar tüm dişlerde 2 mm defekt ile hazırlanan görüntülerde 3 farklı görüntüleme sistemi ile defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık

2 mm	Kablosuz DGS (duyarlılık)		Konvansiyonel (duyarlılık)		Kablolu DGS (duyarlılık)		P	
	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual
	0,587	0,586	0,642	0,497	0,503	0,438	<0,05	<0,05
P	p>0,05		P<0,05		p>0,05			

2 mm lik defektlerin bulunduğu görüntüler üzerinde, her bir görüntüleme sistemi içerisinde bukkal-lingual defekti doğru olarak ayırsama oranı (duyarlılık); ve

kablolu dijital görüntüleme sisteminde de farklılık göstermezken, konvansiyonel sistemde bukkal defektin ayımsama oranı daha yüksek bulunmuştur.

2 mm bukkal defektlerin tespiti açısından 3 farklı görüntüleme sisteminin karşılaştırılmasında, kablolu dijital görüntüleme sisteminin duyarlılığı daha düşük bulunmuştur.

2 mm lingual defektlerin tespiti açısından 3 farklı görüntüleme sisteminin karşılaştırılmasında, kablolu dijital görüntüleme sisteminin duyarlılığı daha düşük bulunmuştur.

Çizelge 4.7. Molar ve premolar tüm dişlerde 4 mm defekt ile hazırlanan görüntülerde 3 farklı görüntüleme sistemi ile defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık

4 mm	Kablosuz DGS (duyarlılık)		Konvansiyonel (duyarlılık)		Kablolu DGS (duyarlılık)		P	
	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual
	0,477	0,623	0,556	0,600	0,472	0,593	>0,05	>0,05
P	P<0,05		P>0,05		p>0,05			

4 mm lik defektlerin bulunduğu görüntüler üzerinde, her bir görüntüleme sistemi içerisinde bukkal-lingual defekti doğru olarak ayımsama oranı (duyarlılık); Konvansiyonel ve kablolu dijital görüntüleme sisteminde farklılık göstermezken, kablosuz dijital görüntüleme sisteminde lingual defekti ayımsama oranı daha yüksek bulunmuştur.

4 mm bukkal ve lingual defektlerin tespiti açısından 3 farklı görüntüleme sisteminin karşılaştırılmasında duyarlılık açısından herhangi bir farklılık bulunmamıştır.

Çizelge 4.8. Molar, premolar tüm dişlerde 0 mm defekt bulunmayan ve 2 mm defekt bulunan görüntülerin karşılaştırılması sonrası defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde görüntüleme sistemlerinin duyarlılığı

0-2 mm	Kablosuz DGS (duyarlılık)		Konvansiyonel (duyarlılık)		Kablolu DGS (duyarlılık)		P	
	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual
	0,718	0,352	0,632	0,447	0,496	0,497	<0,05	<0,05
P	P<0,001		P<0,05		p>0,05			

Defekt bulunmayan 0 mm ve 2 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucu, her bir görüntüleme sistemi içerisinde bukkal-lingual defekti doğru olarak ayırısama oranı (duyarlılık); kablolu dijital görüntüleme sisteminde de farklılık göstermezken, konvansiyonel ve kablosuz dijital görüntüleme sisteminde defektin bukkalde olduğunun bilinme oranı daha yüksek bulunmuştur.

Defekt bulunmayan 0 mm ve 2 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucunda, bukkal defektlerin tespitinde kablosuz dijital görüntüleme sisteminin duyarlılığı daha yüksek olarak bulunmuştur.

Defekt bulunmayan 0 mm ve 2 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucunda lingual defektlerin tespitinde kablolu dijital görüntüleme sisteminin duyarlılığı daha yüksek olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.9. Molar ve premolar tüm dişlerde 0 mm defekt bulunmayan ve 4 mm defekt bulunan görüntülerin karşılaştırılması sonrası defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık

0-4 mm	Kablosuz DGS (duyarlılık)		Konvansiyonel (duyarlılık)		Kablolu DGS (duyarlılık)		P	
	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual
	0,627	0,526	0,640	0,555	0,467	0,592	<0,05	>0,05
P	P<0,05		P>0,05		P<0,05			

Defekt bulunmayan 0 mm ve 4 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucu, her bir görüntüleme sistemi içerisinde bukkal-lingual defekti doğru olarak ayırsama oranı (duyarlılık), konvansiyonel sistemde de farklılık göstermezken, kablosuz dijital görüntüleme sisteminde bukkal defektin ayırsanma duyarlılığı oranı, kablolu dijital görüntüleme sisteminde lingual defektin ayırsama oranı daha yüksek bulunmuştur.

Defekt bulunmayan 0 mm ve 4 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucunda bukkal defektlerin tespitinde kablolu dijital görüntüleme sisteminin duyarlılığı daha düşük olarak bulunmuştur. Konvansiyonel sistemin ise diğer iki sisteme göre daha başarılı olduğu gözlenmiştir.

Defekt bulunmayan 0 mm ve 4 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucunda lingual defektlerin tespitinde sistemler arasında herhangi bir farklılık bulunmamıştır.

Çizelge 4.10. Molar ve premolar tüm dişlerde 2 mm defekt bulunan ve 4 mm defekt bulunan görüntülerin karşılaştırılması sonrası defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde duyarlılık

2-4 mm	Kablosuz DGS (duyarlılık)		Konvansiyonel (duyarlılık)		Kablolu DGS (duyarlılık)		P	
	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual
	0,489	0,588	0,467	0,642	0,379	0,644	>0,05	>0,05
P	P>0,05		P<0,05		P<0,001			

2 mm lik defektlerin bulunduğu ve 4 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucu, her bir görüntüleme sistemi içerisinde bukkal-lingual defekti doğru olarak ayırsama oranı (duyarlılık); kablosuz dijital görüntüleme sisteminde farklılık göstermezken konvansiyonel ve kablolu dijital görüntüleme sisteminde lingual defektin ayırsama oranı daha yüksek bulunmuştur.

2 mm lik defektlerin bulunduğu ve 4 mm lik defektlerin bulunduğu görüntülerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde yapılan inceleme sonucunda bukkal ve lingual defektlerin tespitinde sistemler arasında herhangi bir farklılık bulunmamıştır.

Çizelge 4.11. 2 mm defektlerde, molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sisteminin duyarlılığı

2 mm		Kablosuz DGS		P	Konvansiyonel		P	Kablolu DGS		P
		Bukkal	Lingual		Bukkal	Lingual		bukkal	lingual	
	Molar	0,580	0,554	P>0,05	0,618	0,487	P>0,05	0,511	0,407	P>0,05
	Premolar	0,597	0,624	P>0,05	0,688	0,513	P>0,05	0,491	0,481	P>0,05

2 mm de üç yöntemde hem molar hem de premolar dişlerde bukkal ve lingual defektleri doğru olarak ayırsama oranlarında(duyarlılık) fark yoktur p>0,05

2 mm de üç yöntemde de hem bukkal hem de lingual defektlerin duyarlılığı molar ve premolar dişlerde farklı değildir (p>0,05).

Çizelge 4.12. 4 mm defektlerde, molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sisteminin duyarlılığı

4 mm		Kablosuz DGS		P	Konvansiyonel		P	Kablolu DGS		P
		Bukkal	Lingual		Bukkal	Lingual		bukkal	lingual	
	Molar	0,420	0,632	P<0,01	0,463	0,541	P>0,05	0,381	0,600	P<0,01
	Premolar	0,591	0,613	P>0,05	0,792	0,674	P>0,05	0,711	0,584	P>0,05

Molar dişlerde her bir görüntüleme yönteminde bukkal-lingual defektleri ayırsama oranı (duyarlılık), konvansiyonel sistemde fark göstermezken, kablolu ve kablosuz dijital görüntüleme sistemlerinde lingual defektlerin ayırsama oranı daha yüksek olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.13. Molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sistemi ile hazırlanan 0-2 mm subtraksiyon görüntülerinde duyarlılığın incelenmesi

0-2 mm		Kablosuz DGS		P	Konvansiyonel		P	Kablolu DGS		P
		bukkal	lingual		bukkal	lingual		bukkal	lingual	
	Molar	0,699	0,351	P<0,001	0,615	0,480	P>0,05	0,466	0,448	P>0,05
	Premolar	0,778	0,353	P<0,001	0,667	0,385	P<0,05	0,581	0,579	P>0,05

Molar dişlerde defeksiz 0 mm dişlerden alınan görüntüler ile 2 mm defekti bulunan dişlerden alınan görüntülerin karşılaştırılması sonucunda elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi sonucunda, molar dişlerde her bir görüntüleme sisteminde bukkal ya da lingual defekt ayırsama oranı (duyarlılık) konvansiyonel yöntem ve kablolu dijital görüntüleme sisteminde farklı değil iken, kablosuz dijital görüntüleme sisteminde bukkal defekti bulma oranı daha yüksek olarak bulunmuştur.

Premolar dişlerde ise her bir görüntüleme sisteminde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Çizelge 4.14. Molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sistemi ile hazırlanan 0-4 mm subtraksiyon görüntülerinde duyarlılığın incelenmesi

		Kablosuz DGS		P	Konvansiyonel		P	Kablolu DGS		P
		Bukkal	Lingual		Bukkal	Lingual		bukkal	lingual	
0-4 mm	Molar	0,610	0,473	P<0,05	0,615	0,480	P>0,05	0,466	0,448	P>0,05
	Premolar	0,676	0,623	P>0,05	0,667	0,385	P<0,01	0,581	0,579	P>0,05

Molar dişlerde defektsiz 0 mm dişlerden alınan görüntüler ile 4 mm defekti bulunan dişlerden alınan görüntülerin karşılaştırılması sonucunda elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi sonucunda, her bir görüntüleme sisteminde bukkal ya da lingual defekt ayırimsama oranı (duyarlılık) konvansiyonel yöntem ve kablolu dijital görüntüleme sisteminde farklı değil iken, kablosuz dijital görüntüleme sisteminde bukkal defekti bulma oranı daha yüksek olarak bulunmuştur.

Premolar dişlerde ise kablosuz dijital görüntüleme sistemi ve kablolu dijital görüntüleme sistemlerinde duyarlılık açısından herhangi bir farklılık bulunmazken, konvansiyonel yöntemin bukkal defekt tespitinde daha başarılı olduğu gözlenmiştir.

Çizelge 4.15. Molar ve premolar tüm dişlerde, defektin bukkal-lingual yerini belirlemede 3 görüntüleme sistemi ile hazırlanan 2-4 mm subtraksiyon görüntülerinde duyarlılığın incelenmesi

		Kablosuz DGS		P	Konvansiyonel		P	Kablolu DGS		P
		Bukkal	Lingual		Bukkal	Lingual		bukkal	lingual	
2-4 mm	Molar	0,442	0,553	P>0,05	0,415	0,592	P>0,05	0,402	0,615	P<0,01
	Premolar	0,577	0,645	P>0,05	0,593	0,714	P>0,05	0,333	0,687	P<0,01

Molar dişlerde 2 mm defekti bulunan dişlerden alınan görüntüler ile 4 mm defekti bulunan dişlerden alınan görüntülerin karşılaştırılması sonucunda elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi sonucunda, her bir görüntüleme sisteminde bukkal ya da lingual defekt ayırimsama oranı (duyarlılık) konvansiyonel yöntem ve kablosuz dijital görüntüleme sisteminde farklı değil iken kablolu dijital görüntüleme sisteminde lingual defekti bulma oranı daha yüksek olarak bulunmuştur.

Premolar dişlerde ise konvansiyonel yöntem ve kablosuz dijital görüntüleme sistemlerinde duyarlılık açısından herhangi bir farklılık bulunmazken, kablolu dijital görüntüleme yönteminin lingual defekt tespitinde daha başarılı olduğu gözlenmiştir.

Çizelge 4.16. Farklı defekt boyutlarının varlığının yokluğunun belirlenmesinde gözlemcilerin kararsız kalma yüzdeleri

Defekt Var – Yok	Kararsız Kalma Oranı
0 mm	% 5,6
2 mm	% 3,7
4 mm	% 3,7
0-2 mm	% 6,1
0-4 mm	% 4,9
2-4 mm	% 4,2

590 film üzerinden 10 gözlemci tarafından defektin varlığı-yokluğu üzerine yapılan değerlendirmede defekt bulunmayan çeneler üzerinden alınan filmlerin % 5,6’ında gözlemcilerin kararsız kaldığı izlendi. 2 mm ve 4 mm defektlerin bulunduğu çeneler üzerinden alınan filmlerin % 3,7’sinde gözlemcilerin kararsız kaldığı izlendi.

Subtraksiyon görüntülerinde sırasıyla 0-2 mm, 0-4 mm, 2-4 mm gözlemcilerin filmlerin % 6,1 ,% 4,9, %4,2 de kararsız kaldığı izlendi.

Çizelge 4.17. Farklı defekt boyutlarında defekt lokalizasyonlarının belirlenmesinde gözlemcilerin kararsız kalma yüzdeleri.

Bukkal – Lingual Lokalizasyon	Kararsız Kalma Oranı
2 mm	% 29
4 mm	% 25,9
02 mm	% 56,5
04 mm	% 49,5
24 mm	% 48,5

590 görüntü üzerinden 10 gözlemcinin yaptığı değerlendirmede, çene kemikleri üzerinde bulunan defektlerin lokalizasyonlarının belirlenmesinde kararsız kalma oranları çizelge 4-17 de gösterilmiştir.

Her iki çizelgede de görüldüğü gibi, genel olarak defektin varlığı-yokluğunda tüm görüntüleme yöntemlerinde kararsızlık yüzdesi % 3,7- 6,1 arasında iken, lokalizasyon belirleme de, gözlemcilerin kararsızlık yüzdeleri % 29- 56,5 gibi önemli bir artış göstermektedir.

4. TARTIŞMA

Periodontal hastalık tanısında ve hastanın motivasyonunda, intraoral ve ekstraoral birçok görüntüleme tekniği yardımcı olarak kullanılabilir. Periapikal grafiler, ısırtma grafisi (bite-wing) ve panoramik radyografiler, bu amaçla yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak kullanılan bu görüntüleme sistemleri ve teknikleri, periodontal olarak dişlerin bukkal ve lingual yüzeyinde oluşan kemik defektlerinin teşhisinde yetersiz kalmaktadırlar. Bu sorunların çözümü için çeşitli programlar geliştirilmiştir. Dijital subtraction radyografi (DSR) tekniği bunlardan birisidir. Dijital subtraction radyografi, oral mineralize dokuların erken dönem değişikliklerinin tespit ve takip edilmesinde, yapılan tedavilerin sonuçlarının değerlendirilmesi ve görüntülenmesinde kullanılan bilgisayar destekli bir tanı ve takip yazılımıdır (Lee SS ve ark, 2004; Zacharaki ve ark, 2004).

Elwood ve ark. 1997 yılında yaptıkları çalışmada gerek kalitatif gerek kantitatif açıdan klinik uygulamalarda yeterli hassasiyetin DSR ile sağlanabileceğini bildirmişlerdir. Bu tekniğin, aynı görüntüleme geometrisine sahip radyograflar kullanılarak uygulandığı zaman, dokulardaki çok küçük mineral değişimlerini bile tespit edebilir özellikte olduğu düşünülmektedir. DSR’de kullanılacak olan görüntülerin aynı veya çok benzer görüntüleme geometrisine sahip olması, çıkarma işlemi sonucu oluşan DSR görüntüsünde sabit olan tüm yapıların ortadan kalkmasını ve değişime uğrayan yapıların net bir şekilde ortaya çıkmasını sağlamaktadır. Her ne kadar, kullanılan görüntüleme geometrisi standart ve bütün ışınlama, banyo koşulları sabitlenmiş olsa da, klinik çalışmalarda birtakım distorsiyonlar veya kontrast densite farklılıklarının oluşması kaçınılmazdır. Bu nedenle, kullanılan DSR yazılımının, geometri ve kontrast farklılıklarını düzeltebilecek özelliklere sahip olması gerekmektedir. Günümüzde çoğu DSR yazılımı geometri ve kontrast farklılıklarını telafi edebilmektedir. Ardışık olarak elde edilen görüntülerin çıkarma işleminden önceki geometrik rekonstrüksiyonu ve kontrast düzeltmesi, yazılım içeriğindeki görüntü işleme teknikleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir. DSR'nin alveoler kemik defektlerinin tespitinde konvansiyonel radyograflardan daha etkin olduğu, hem in

vitro hem in vivo çalışmalarla gösterilmiştir (Alan A. 2008).

Lee ve ark. 2004 yılında yaptıkları çalışmalarında DSR üzerinde kullanılmak üzere ‘‘Sunny’’ adında bir yazılım üretmişler ve bunu diğer bir DSR yazılımı olan ‘‘Emago’’ ile karşılaştırmışlardır. Sunny yazılımında da Ruttimann algoritmasından yararlanılmıştır. Anterior, premolar ve molar bölgelerden alınan radyografiler üzerinde her iki yazılım programı ile çalışma yapılmış ve sonuç olarak, yeni geliştirilen Sunny isimli DSR programının Emago’ya göre daha duyarlı bir program olduğu saptanmıştır.

Güneri ve ark. da 2007 yılında yaptıkları çalışmada kendilerinin geliştirdiği RAIN programının önceki yazılımlara göre daha üstün özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu bahsedilen nedenlerden dolayı çalışmamızda kullandığımız DSR görüntülerinin standardizasyonu için bir yazılım kullanılması kaçınılmaz hale gelmiştir. Bu çalışmada kullanılacak yazılımın seçilmesinde, standardizasyonun sağlanmasında en önemli referans olan Ruttimann algoritmasını kullanmasını tercih ettik. Araştırmamızda kullandığımız RAIN programı Ruttimann algoritmasının gelişmiş bir versiyonunu içermekteydi. Bu program, kontrast düzenlemesinin yanı sıra, elde edilen görüntüler arasında açılama farklılıklarından doğan minimal düzensizlikleri de (%10’a kadar) ortadan kaldırmaktadır.

Literatür incelendiğinde, zaman içinde araştırmacıların farklı diş grupları üzerinde çalıştığı, bu çalışmalarda ölçümlerin daha kolay yapılabilmesi açısından mandibular molar ve premolar grup dişleri tercih ettikleri görülmüştür (Clerchugh V, 1986; Douglass CW, 1986).

Reed ve Polson 1984’te krestal alveolar kemik seviyelerinin tespitinde bitewing ve periapikal radyografların etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında, 1.premoların mezialini de çalışmalarına dâhil etmişlerdir. Ancak 1988 de Rise ve Albandar, kanin ve 1. premoların mezialinin superpozisyonlar nedeni ile çalışmalarda kullanılmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

Putnins ve ark. 1988 yılında yaptıkları çalışmalarında premolar bölgesindeki kemik kütlesinin, molar bölgesinden daha az olduğunu belirtmiş ve bu nedenle küçük kemik defektlerinin tespit edilmesine yönelik çalışmalarda premolar bölgelerin tercih edilmesi gerektiğine dikkati çekmiştir.

Aass ve ark. 1994 yılında yaptıkları çalışmaya kaninlerin distalinden 2. moların mezialine kadar olan bütün interproksimal bölgeleri dâhil etmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada, küçük kemik defektlerinin daha kolay tespit edilebilmesi, ölçümlerin daha kolay yapılabilmesi ve paralel periapikal radyografi tekniğinin bu bölgelerde daha kolay uygulanabilmesi nedeniyle mandibular molar ve premolar diş grupları tercih edilmiştir. Molar ve premolar bölgede yer alan defektler 3 farklı görüntüleme sistemi ile incelenmiş, bölgeler arasında defekt tespiti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, molar bölgede yapılan defekt tespitlerinin çok düşük farklarla da olsa yüksek bulunduğu görülmüştür (Çizelge-3).

Paralel radyografi tekniği, alveol kemik kaybı miktarının doğrudan doğruya en yakın ölçümünü sağlasa da, kişisel yorum farklılıkları ve radyografların alveoler kemikteki az miktardaki değişiklikleri saptamadaki yetersizliği, dijital radyografi tekniklerinin ve yazılımlarının geliştirilmesine neden olmuştur. Bu sebeple geliştirilen, özellikle DSR yazılımlarının bir objeden periyodik zaman aralıklarıyla alınan görüntülerdeki değişiklikleri karşılaştırmada ve alveol kemiği densitesindeki az miktardaki değişikliklere tanı koymada, konvansiyonel radyograflardan daha üstün olduğunu, Gröndahl K., ve ark. 1987 yılında 10 hasta üzerinde 52 hafta süren çalışmada saptamışlardır.

Ortman ve ark., 1985 yılında kurukafalarda alveoler krestal kemik defektlerini subtraction radyografi analizleri ve bilgisayarlı densitometrik analizler ile değerlendirdikleri çalışmalarında, krestal kemik yüksekliğinde %30 kayıp olmadan radyograflar ile tanı konulamayacağını göstermişlerdir. Ayrıca alveoler kemik kütlesinde %1-5 oranında değişikliğin DSR tekniği ile tespit edilebileceğini bildirmişlerdir.

Gröndahl ve ark. 1988' de yaptıkları çalışmalarında ise alveolar kret üzerinde yapay olarak farklı boyutlarda oluşturulan kemik defektlerini 125 I absorbsiyometreyle değerlendirmiş, buradan elde ettikleri değerleri referans değer kabul etmişlerdir. Bukkal lezyon bulunan bölgelerden elde ettikleri konvansiyonel ve subtraction radyografi görüntüleri on gözlemci tarafından değerlendirilmiş; sonuç olarak 0.49 mm'lik kompakt kemik defektlerinin tanısında DSR'nin mükemmele yakın doğruluk gösterdiği, fakat konvansiyonel radyografinin bu boyutlarda aynı doğruluğu göstermediğini bulmuşlardır.

Nummikoski ve ark. 2000 yılında DSR'nin periodontal kemik kayıplarını tespit etmekteki yeterliliğini konvansiyonel radyografi yöntemleri ile karşılaştırarak değerlendirdikleri çalışmalarında, alveoler krestal kemik kayıplarını tespit etmede DSR'nin konvansiyonel radyografiye göre yüksek diagnostik doğruluk gösterdiğini bulmuşlardır.

Yaptığımız çalışmada defektlerin tespiti için kablosuz dijital görüntüleme sistemi, kablolu dijital görüntüleme sistemi ve konvansiyonel yöntemlerle alınan filmler üzerinden 10 gözlemci tarafından değerlendirilmiş, yapmış oldukları değerlendirme sonucunda 3 sistemin de aralarında istatistiksel olarak herhangi farklılık bulunmadığı saptanmıştır. Ancak 4 mm lik defektlerin bulunduğu görüntüler üzerinde yapılan değerlendirmelerin 2 mm lik defektler üzerinde yapılan değerlendirmelere göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha yüksek olduğu, kablosuz dijital görüntüleme sistemi üzerinde yapılan değerlendirmelerin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha yüksek olduğu saptanmıştır. Subtraksiyon görüntülerinin, defektin varlığını ve yokluğunu tespit etmedeki duyarlılığının daha yüksek olduğu saptanmış, ancak dijital sistemler ile oluşturulan görüntülerin, defektin varlığını-yokluğunu tespit etmede konvansiyonel sisteme oranla daha başarılı olduğu ortaya konulmuştur.

Carvalho ve ark., 2011 yılında yayınladıkları bir vaka raporlarında, travma sonucu apikalinde yaklaşık 3 cm çapında radyolusent lezyon olan sağ üst lateral dişin tedavi ve takip sürecini anlatmışlar, takip sürecinde hem CBCT hem de DSR dan faydalanmışlardır. Sonuç olarak DSR ile yapılan takipte minimal kemik değişimleri

CBCT ye oranla daha erken fark edilmiştir. DSR tekniği, uygulanması zor bir teknik olmasına karşın hem maliyet hem de radyasyon dozu miktarı açısından CBCT' ye göre daha avantajlı bir metoddur.

Fitzgerald ve ark. 1947'de paralel teknikle alınan radyograflarda, açıortay tekniğine göre daha az görüntü distorsiyonu oluştuğunu bildirmiştir.

Updegrave ve ark. ,1961'de de açıortay tekniğinin doğal bir sonucu olan distorsiyonun, paralel teknik kullanılarak minimize edilebileceğini belirtmiştir.

Prichard, 1961 yılında periodontal kemik defekti derinliğinin ve miktarının, paralel teknikle elde edilen radyograflarda daha doğru tespit edildiğini saptamıştır.

Updegrave ise 1968 yılında yayınladığı makalesinde, paralel radyografi tekniğinin açıortay tekniğinden daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmiştir.

Biggerstaff ve Philips, 1976 yılında, santral kesici dişte yaptıkları bir çalışmada, paralel ve açıortay tekniğini kullanarak kron/kök oranlarını değerlendirmiş, bu değerlendirme sonucunda paralel tekniğin açıortay tekniğinden daha üstün ve bilimsel çalışmalarda tercih edilmesi gereken bir teknik olduğu sonucuna varmışlardır.

Forsberg ve ark. 1987 yılında yaptıkları çalışmalarında, endodontik kanal boyutunun saptanmasında, açıortay yöntemi kullanıldığında hata payının daha fazla olması nedeniyle, tedavi öncesi paralel teknikle radyograf alınmasının gerekliliğini savunmuştur.

Huh ve ark. 2005 yılında yaptıkları çalışmada DSR tekniğini üç farklı yöntemle uygulayarak açıortay tekniği, paralel teknik ve bitewing tekniğini karşılaştırmış, DSR ile birlikte açıortay tekniğinin kullanılmaması gerektiğini, paralel tekniğin kullanılmasının en iyi görüntü sonuçlarını verdiğini bildirmiştir.

Yaptığımız çalışmada DSR etkinliğini arttırmak ve periodontal defektlerin saptanabilirliğini arttırmak amacıyla, paralel teknik kullanılarak görüntüler alınmıştır.

Rudolph ve ark. 1988 yılında yaptıkları çalışmada DSR ile elde edilen görüntülerin optimizasyonu için stent ve oklüzal kayıt materyallerinin kullanımının tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Fidler ve ark, 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında ışınlama esnasında uygulanan standardizasyon kadar, ışınlama sonrası yapılan işlemlerin de subtraksiyon duyarlılığında etkili olduğunu savunmuşlardır. Yaptıkları çalışmada 2 adet kuru insan mandibulasını 6 eşit parçaya ayırıp ışınlamalar yapmışlar, ışınlama sonrası farklı tazelikteki banyolarda film banyo işlemlerini yapmışlardır. Hazırlanan görüntülerde kemik kaybı ve kazancı değerlendirilmiş, banyo tazeliği arttıkça istatistiksel olarak anlamlı olmasa da gözlemcilerin, değerlendirmelerinde daha başarılı olduğu saptanmıştır.

Nummikoski ve ark., 2000 yılında DSR'nin ilerleyen periodontal lezyonların tanı ve takibinde, rutin klinik uygulamalarda önemli ve etkin bir yöntem olduğunu ortaya koydukları çalışmada radyografların kişiye özel stentler veya sefalostat kullanımına gerek kalmadan, basit bir görüntüleme standardizasyonu yapılarak elde edilebileceğinden, fakat x-ışını yönlendirici araçların kullanılmasının DSR tekniğinde görüntü doğruluğunu artırdığından bahsetmişlerdir.

Rawlinson ve ark. ise, 2005 yılında yaptıkları çalışmada paralel teknik film apereyi kullanmışlar ve bu aygıtın standardizasyonu ve hassasiyeti belirgin bir şekilde arttırdığını belirtmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada paralel teknik apareylerinden faydalanılarak görüntüler alınmış ve DSR tekniğinin kolaylıkla uygulanabileceği standart radyografiler elde edilmiştir.

Hausman ve ark., 1985 yılında yaptıkları çalışmada 22 hastadan alınan 72 radyografiyi DSR ile ve konvansiyonel yöntemle karşılaştırmıştır. Bu çalışmada ilk seansta, 3., 6. ve 12. aylarda çekilen filmler karşılaştırılmış ve sonuçlar kemik kaybı veya kemik kazancı açısından değerlendirilmiştir. Aynı çalışmada kemik kazancının tayininde konvansiyonel radyografi % 4 doğruluk gösterirken, DSR'nin % 38 oranında doğruluk payına sahip olduğunu göstermişlerdir. Aynı çalışmada kemik kaybının değerlendirilmesinde konvansiyonel radyografi % 10 başarı oranına sahipken, DSR % 15 başarı oranına sahip olarak bildirilmiştir.

Janssen ve ark., 1988 yılında yaptıkları çalışmada kuru insan mandibulalarında yaptıkları çalışmada erken dönem periodontal lezyonların konvansiyonel radyografiye göre DSR ile daha kolay fark edilebildiğini belirtmişler, bunun yanında in vivo çalışmalarda standardizasyon sorunları ve yumuşak doku etkilerine bağlı olarak aynı sonuçlara ulaşamayacağını da bildirmişlerdir.

Putnins ve ark., 1988 yılında yaptıkları çalışmada 0,5 mm'lik yapay defektlerin, konvansiyonel radyografilerle görüntülenemediği halde, DSR ile görüntülenebildiğini belirtmişlerdir.

Katsarky ve ark. 1994 yılında kuru insan mandibulalarında oluşturulan farklı boyutlardaki deneysel lezyonlarda konvansiyonel dental radyografi ve DSR görüntülerinde diagnostik tanı doğruluğunu test ettikleri çalışmalarında, 178 kemik defekti olan bölgenin 108'ine konvansiyonel radyograf ile doğru tanı konulduğunu, DSR ile ise 162 bölgeye doğru tanı konulduğunu göstermişlerdir. DSR tekniğinin diagnostik tanı doğruluğunu %91 olarak tespit etmişlerdir. Aynı araştırmacılar, aynı konudaki önceki çalışmalarda da belirtildiği gibi, DSR'nin in vivo olarak aynı diagnostik hassasiyete sahip olmayabileceğini bildirmişlerdir. Bu araştırmacılar kuru kemikler üzerinde frezle açılan yapay lezyonların keskin kemik kenarlara sahip olduğunu, ancak gerçek periodontal lezyonların düzensiz sınırlı ve keskin olmayan hatlara sahip olduklarının unutulmaması gerektiğini vurgulamıştır.

Holmes ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmalarında, maksiller anterior bölge dişleri bulunan 2 adet kadavra kullanmışlardır. İnternal rezorbsiyonu taklit etmek amacıyla elmas frezler yardımı ile çeşitli büyüklüklerde, dişlerin labial yüzeylerine defektler açılmış, defekt lokalizasyonu koronal ve apikal olarak belirlenmiştir. Defekt öncesi ve sonrasında alınan 120 adet konvansiyonel radyografi 5 adet gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Aynı işlem subtraksiyon görüntüleri ile de tekrarlanmıştır. Sonuç olarak konvansiyonel radyografi değerlendirmelerinde boyutu daha küçük defektler teşhis edilebilirken, apikalde büyük boyutlu defektler teşhis edilebilmiştir. DSR ile yapılan değerlendirmede her 2 bölgede ve bütün defekt boyutlarında teşhis sağlanmıştır. DSR'ın konvansiyonel sisteme oranla duyarlılığı daha yüksek bulunmuş koronal bölgede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Masood ve ark. , 2002 yılında yaptıkları çalışmalarında 2 mm çapındaki kemik çiplerini mandibuler kondilin çeşitli bölgelerine yerleştirmişler ve panoramik radyografiler almışlardır. Gözlemcilere sunulan görüntülerde kondilde gözlemlenen değişiklikleri skorlamaları istenmiştir. Sonrasında DSR ile hazırlanmış görüntüleri de değerlendirmeleri istenmiştir. Sonuç olarak DSR' ın (0,786) konvansiyonel (0,536) sisteme oranla daha yüksek oranla başarı gösterdiği gözlenmiştir.

Cury ve ark. 2004 yılında alt molar dişlerin furkasyon defektleri üzerinde yaptıkları çalışmada 18 hasta üzerinde toplam 72 farklı kıyaslama yapmışlar ve bu defektlerin görüntülenmesinde DSR'nin konvansiyonel radyografiye göre daha objektif ve üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada 59 bölge üzerinde kemik defektleri 3 farklı görüntüleme yöntemi ile değerlendirilmiş, 3 sistem arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, subtraksiyon görüntüleri ile yapılan değerlendirme sonucunda daha yüksek bir duyarlılık bulunmuştur (Çizelge-1; Çizelge-2). Burada dikkat edilmesi gereken noktalardan birisi de DSR ile ilgili yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda, bu sistemin

yıllar geçtikçe hassasiyetinin arttığının görülmesidir. Bu kaçınılmaz gelişmenin, ilerleyen teknoloji ile birlikte DSR yazılımının gelişmesine bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Konvansiyonel radyografiler ile DSR tekniğinin karşılaştırıldığı çalışmaların büyük kısmında DSR'nin üstünlüğünden bahsedilse de, bazı yayınlarda iki sistem arasında fark olmadığı da bildirilmiştir. Örneğin Bittar-Cortez ve ark. , 2005 yılında yaptıkları çalışmada implant operasyonu yapılan 34 hastada 1. haftada ve 4. ayda alınan görüntülerde implant çevresi sert doku değişikliklerinin konvansiyonel radyografi ve DSR tekniği ile incelemişler, ancak ikisi arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Miguens ve ark. 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında kuru kafa üzerinde bulunan 77 dişten faydalanmışlardır. Dişlerin apikal kısımlarına belirli zaman aralıkları ile % 70 lik asit uygulamışlar ve her aşamada hem dijital hem de konvansiyonel yöntemle panoramik radyografiler almışlardır. Gözlemcilerden apikal lezyonun var olup olmadığı hakkında değerlendirme yapmalarını istemişlerdir. Konvansiyonel radyografiler ile dijital radyografiler üzerinde subtraksiyon programı ile çalışma yapılmış, görüntüler gözlemciler tarafından değerlendirilmiştir. Sonuç olarak konvansiyonel radyografi ile dijital radyografi subtraksiyon görüntüleri üzerinde yapılan değerlendirmede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Shawn ve ark., 1996 yılında yaptıkları bir çalışmada kemik defekt hacmi ile subtraksiyon metodunun etkinliğini kıyaslamışlardır. Araştırmacılar yaptıkları çalışmada defeksiz çeneler üzerinden kablolu dijital görüntüleme sistemi ile radyografiler almış, sonrasında defektler oluşturularak tekrar filmler almıştır. Defekt oluşturulan çene kemikleri ile defekt oluşturulmamış kemikler arasında ağırlık ölçümleri yapılmıştır. Defektin radyografik olarak saptanabilirliği ile çene kemiği ağırlık ölçümleri arasında belirgin bir korelasyon bulunmuştur.

Parsell ve ark. 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında alveoler kemik defektlerine tanı koymada konvansiyonel radyografi, dijitalize konvansiyonel radyografi, geliştirilmiş dijitalize konvansiyonel radyografi, direkt dijital radyografi, geliştirilmiş direkt dijital radyografi, DSR ve geliştirilmiş DSR tekniklerinin etkinliğini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma için mandibular premolar ve molar dişlerin köklerinde bulunan farklı derinlikteki kemik lezyonları kullanılmıştır. Sonuç olarak değerlendirilen teknikler arasında sadece DSR ve geliştirilmiş DSR tekniklerinin alveoler kemik lezyonlarının tanısında diğer yöntemlere göre daha başarılı olduğu ve defektlere yanlış tanı konulmasını azalttığını bulmuşlardır.

Goren ve ark. 2008 yılında yaptıkları çalışmada DSR tekniği ile klinik olarak alveoler kemik yüksekliklerindeki değişikliklerin efektif bir şekilde değerlendirilebileceğini bildirmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada molar ve premolar bölgede bukkal lingual kemik defektlerinin görünürlüğü üzerinde konvansiyonel, kablolu dijital görüntüleme sistemi, kablosuz dijital görüntüleme sistemi ve DSR etkinliğini araştırdık. 2 mm'lik ve 4 mm'lik defektlerin bulunduğu filmlerde defektin varlığını veya yokluğunu değerlendirmede 3 farklı görüntüleme sistemi karşılaştırıldığında, 4 mm defektlerin bulunduğu filmlerde anlamlı bir farklılık bulunmazken, 2 mm'lik defektlerin bulunduğu filmlerde kablolu dijital görüntüleme sistemi diğer görüntüleme sistemlerine göre daha başarısız bulunmuştur. Defektin bulunmadığı 0 mm radyografiler ile 2 mm'lik ve 4 mm'lik defektlerin bulunduğu radyografilerin subtraksiyon programı ile karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde defektin varlığı ve yokluğunun değerlendirilmesinde, 3 farklı görüntüleme sistemi arasında anlamlı bir farklılık bulunmamış, DSR sisteminin her 3 görüntüleme sistemine oranla defekt tayininde daha başarılı olduğu saptanmıştır.

Janssen ve ark. 1989 yılında ve Wenzell ve Sewerin 1991 yılında yaptıkları in vitro çalışmalarda, yapay periodontal kemik defektlerinin değerlendirilmesinde, DSR'nin sayısal ölçümlerinin yüksek doğruluğa sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda DSR sistemi defekt varlığının tespitinde daha başarılı

bulunmuş, fakat defektin bukkal ya da lingualde olduğunun saptanmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

Douglas ve ark. 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında DSR, konvansiyonel sistem ve kablolu dijital sistemlerin kanselöz kemikteki değişimleri saptamadaki etkinliği araştırmak amacıyla 6 adet insan mandibulası kullanmışlar, mandibulalar üzerinde bulunan premolar ve molar dişlerin kök yüzeylerine denk gelecek şekilde 0 mm, 1 mm, 2 mm, 4 mm ve 6 mm derinliğinde defektler oluşturulmuş ve her aşamada konvansiyonel ve kablolu dijital sistemler aracılığıyla görüntüler alınmıştır. 20 gözlemci görüntüler üzerinde değerlendirme yaparak skora yapmıştır. Sonuç olarak 1 mm derinliğinde defektlerin teşhisinde her 3 yöntem de etkili bulunmazken, 2, 4 ve 6 mm lik defektlerin saptanmasında geliştirilmiş DSR metodu her 2 yönteme göre daha etkin bulunmuştur. Ancak defekt boyutlarına göre yapılan değerlendirmede 2 mm konvansiyonel radyografi yönteminde bukkal defektleri ayırtama oranı daha yüksek bulunmuş; hem 2 mm hem de 4 mm lik defektleri değerlendirmede kablolu dijital görüntüleme sistemi daha başarısız olarak bulunmuştur.

Zhou S. ve ark. 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında premolar ve molar dişlerin bukkal yüzeylerinde oluşturdukları çeşitli büyüklükteki defektlerin saptanabilirliğini konvansiyonel yöntem ve DSR ile değerlendirmişler, $0,2 \text{ mm}^3$ - $0,5 \text{ mm}^3$ hacmindeki defektlerin teşhisinde hem DSR hem de konvansiyonel yöntemde defekt tespiti %50 nin altında bulunurken, $0,7 \text{ mm}^3$ ve $0,9 \text{ mm}^3$ lük defektlerde DSR metodunun başarısını konvansiyonel sisteme oranla daha yüksek bulmuşlardır.

Yaptığımız çalışmada 2 mm lik ve 4 mm lik defektlerin saptanabilirliği üzerine alınan sonuçlarda 3 farklı görüntüleme sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. DSR görüntüleri üzerinde 2 mm lik ve 4 mm lik defektlerin tayininde de anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. 2 mm ve 4 mm lik görüntüler ile hazırlanan subtraksiyon görüntülerinde gözlemcilerin defekt tayininde daha başarılı oldukları saptanmıştır.

Henrikson ve Lavstedt, 1975 yılında kurukafalarda doğal olarak bulunan marjinal alveoler kemik kayıplarını radyografik olarak inceledikleri bir çalışma yapmış, çok küçük miktarlardaki kemik kayıplarını bile radyografik olarak saptamışlardır. Aynı zamanda klinik olarak ölçülen alveol kemik kaybı miktarı ile paralel teknikle alınan radyograflarda ölçülen alveol kemik kaybı miktarını karşılaştırmışlar ve radyografik olarak ölçülen alveol kemik kaybının, gerçek alveol kemik kaybı ile aynı olduğunu bildirmişlerdir.

Gröndahl ve ark. , 1983 yılında yaptıkları çalışmada kuru kafalar deneysel olarak oluşturdukları lezyonların incelenmesinde dijital subtraksiyon radyografinin, geleneksel radyografilere oranla daha doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir.

Okano ve ark. 1990 yılında yaptıkları çalışmada oral hijyen eğitimi verdikleri bireylerde kemik kazancını DSR ile ölçmüşler ve bu teknikle 0.2 mm'lik boyut değişikliklerinin gösterilebildiğini belirtmişlerdir.

Jeffcoat ve ark. 1996 yılında yaptıkları in vivo çalışmada farklı merkezlerde 17 hastaya ağırlıkları 1-11 mg arasında değişen hidroksiapatit çipleri yerleştirmiş, ve alınan radyografileri DSR tekniği ile farklı araştırmacılar tarafından incelemişlerdir. 6 ay süren bu çalışma sonucunda 1, 7 ve 10 mg'lık çipler karşılaştırılmış, 7 ve 10 mg'lık çiplerde DSR'nin hassasiyeti %100 oranında bulunurken, en düşük hassasiyet 1 mg'lık çiplerde %80-91,7 arasında bildirilmiştir.

Southard ve ark.1996 yılında üst çenede yapay osteoporoz oluşturarak, başlangıç değişikliklerinin DSR ile gözlenebileceğini bildirmişlerdir.

Dove ve ark. 2000 yılında kemik lezyonlarının tanısında DSR tekniğinin duyarlılık ve kesinliğinin %87.9 ve %85.23 olduğunu bulmuşlardır. Buna karşılık konvansiyonel radyografide %47.54 duyarlılık, %97.38 kesinlik tespit etmişlerdir.

Sonuç olarak, farklı görüntü geometrilerinde, iki yöntem arasında duyarlılık yönünden anlamlı bir farklılık varken, kesinlik yönünden anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada dijital subtraksiyon yönteminin defekt tayininde daha duyarlı olduğu saptanmıştır. Dijital görüntüleme sistemleri üzerinden çalışılan subtraksiyon görüntüleri ile yapılan defekt tayinlerindeki duyarlılığın, konvansiyonel yöntemle çalışılan subtraksiyon görüntülerine oranla daha yüksek olduğu saptanmıştır.

Kaeppler ve arkadaşları, 2000 yılında yaptıkları çalışmada periodontal dokuların görülebilirliğini konvansiyonel radyografi ve fosfor plak kullanımı ile karşılaştırmışlar ve Digora (Soredex, Helsinki, Finland) marka fosfor plak sisteminin daha iyi görüntü verdiğini saptamışlardır.

Borg ve Gröndahl 1997 yılında yaptıkları bir çalışmada 10 adet mandibuler 1. molar ve 7 adet mandibuler 2. molar dişten yararlanmışlardır. Lingual kemiğin sağlam olduğu ve furkasyon problemi bulunmayan dişlerden kablolu dijital görüntüleme sistemi ve kablosuz dijital görüntüleme sistemi kullanılarak görüntüler alınmıştır. Sistemler arasında defektin yerinin tayini üzerine yapılan çalışmada herhangi bir farklılık gözlenmemiştir.

Stephanopoulos ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmalarında internal rezorbsiyon teşhisi için dijital görüntüleme sistemi ve DSR etkinliğini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında kuru kafalarda yer alan 18 adet mandibuler anterior dişten yararlanmışlardır. Dişlerin bukkal bölgelerinde 3 farklı alana 0,5 - 0,6 - 0,8 - 1,0 ve 1,2 mm derinliğinde defektler oluşturulmuş, işlem öncesi ve sonrasında radyografiler alınmıştır. Defektlerin teşhisi için 7 gözlemci bu çalışmaya katılmıştır. Sonuç olarak dijital radyografi ile defekt teşhisinde % 63 lük bir oran yakalanırken, bu oran DSR da % 79 oranında saptanmıştır.

Fereira ve ark. nın 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada mine demineralizasyonlarının teşhisi için çeşitli görüntüleme yöntemleri arasında bir kıyaslama yapılmış, bu tip defektlerde fosfor plakların konvansiyonel radyografiye göre daha avantajlı olduğu belirtilmiş, bununla birlikte DSR'nin de iyi bir alternatif olduğu savunulmuştur.

Ono ve ark. , 2011 yılında yaptıkları çalışmalarında, ortodonti tedavisi esnasında dişlerin kök uçlarında oluşan rezorbsiyonları deneysel olarak oluşturmuşlar, çalışmalarında toplam 9 mandibula üzerinde bulunan 49 adet diş kullanmışlardır. Dişerin apikaline ve lingual kısımlarına silindirik bir frez yardımı ile 0.5, 1.0, 1.2, and 1.4 mm boyutlarında defektler açmışlar, işlem öncesinde ve sonrasında CCD sensörler kullanılarak görüntüler almışlardır. Toplam 750 dijital ve DSR görüntüsü, 3 ağız, diş çene radyologu tarafından 30 gün arayla değerlendirilmiştir. Değerlendirme esnasında 1 ile 5 arasında defektin varlığı ve yokluğunu belirleyen bir skrolama yapılmıştır. Sonuç olarak DSR ile yapılan değerlendirme oranı dijital radyografi ile yapılan değerlendirme oranına göre daha yüksek bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda 3 farklı görüntüleme sistemi arasında periodontal defektlerin tespitinde istatistiksel olarak herhangi bir farklılık olmadığı saptanmıştır (Çizelge 4.1). 3 farklı görüntüleme sistemi ile hazırlanan karşılaştırma görüntüleri incelendiğinde ise kablosuz dijital görüntüleme sistemi ve kablolu dijital görüntüleme sisteminin konvansiyonel sisteme oranla seçiciliğin daha iyi olduğu tespit edildi. (Çizelge 4.4) DSR ve diğer görüntüleme sistemlerle karşılaştırıldığında DSR duyarlılığının daha yüksek olduğu görülmüştür.

Furkart ve ark. tarafından 1992 yılında gerçekleştirilen bir çalışmada, bir CCD sistemi ile, D- ve E- hızlı filmleri karşılaştırmışlar, yapay olarak 11 kuru insan mandibulası üzerinde hazırlamış oldukları periodontal kemik defektlerinin değerlendirilmesi için 9 gözlemci görüntüler üzerinde skrolama yapmışlardır. Sonuç olarak üç görüntü reseptörü arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar bulunmamıştır.

Gürkan ve ark. 1995 yılında yaptıkları çalışmalarında, geleneksel radyografilerde bukkal/lingual kemik seviyesinin ölçümleri ile ilişkili doğruluk ve hassasiyet üzerinde yaptıkları çalışmada, kemik kaybı miktarı artarken kemik kaybına dair eksik değerlendirmenin daha belirgin hale geldiğini bulmuşlardır.

Baksı, 2008 yılında yaptığı çalışmasında 6 adet kuru insan mandibulasından yararlanarak periodontal dokuların görülebilirliği üzerine yaptığı çalışmasında, F-hızlı filmler ile Digora fosfor plak sistemlerinin etkinliğini karşılaştırmıştır. Sonuç olarak Digora fosfor plak sisteminin, F-hızlı filmlere nazaran daha etkin bir sonuç ortaya koyduğunu saptamıştır.

Khocht A. ve ark. , 2003 yılında yaptıkları çalışmada dijital görüntüleme sistemlerin ile konvansiyonel görüntüleme sistemlerini alveoler kemik kaybının teşhisi üzerinde etkinliğini karşılaştırmışlar, konvansiyonel radyografinin alveoler kemik değerlendirilmesinde daha etkin olduğunu saptamışlardır.

Nair MK. ve ark. , 1998 yılında yaptıkları bir çalışmada, krestal kemik yüksekliğinin değerlendirilmesinde CCD ve E hızlı filmleri karşılaştırmışlar, iki görüntüleme sistemi arasında belirgin bir farklılığın olmadığını bildirmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada mandibuler molar ve premolar dişlerin bukkaline ve lingualine yapay olarak oluşturulan defektlerin tayini kablolu dijital, kablosuz dijital ve konvansiyonel yöntemler ile değerlendirilmiş, yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak konvansiyonel sistem ile hazırlanan dijital subtraksiyon görüntülerinde duyarlılığın diğer iki sisteme oranla daha düşük olduğu saptanmış,molar bölgeden alınan görüntülerde daha yüksek bir duyarlılık tespit edilmiştir.

Gürkan ve ark. , 1995 yılında yaptıkları çalışmalarında dijital sistemler ile kemik kaybının değerlendirmesi üzerinde eksik ölçümler yapılsa bile, bu değerlendirmenin konvansiyonel sistem üzerinde yapılan ölçümlere oranla daha iyi olduğunu saptamışlardır.

Li G. Ve ark 2007 yılında yaptıkları bir çalışmada dijital intraoral görüntüleme sistemleri ile F-hızlı filmleri periodontal defekt tayininde karşılaştırmışlardır. Yaptıkları çalışmada periodontitis tanısı konulan 21 hasta üzerinde toplam 47 bölgeden yararlanılmıştır. 7 gözlemciden mine sement sınırı ile marjinal kemik seviyesi arası mesafeyi ölçmeleri istenmiştir. Sonuç olarak 2 sistem arasında anlamlı bir farklılık bulunmasa da dijital sistemlerle yapılan ölçümlerin gerçek değerlere daha yakın olduğu tespit edilmiştir.

Yaptığımız çalışmada görüntüleme sistemleri arasında defekt tayininde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da fosfor plak ile alınan görüntüler üzerinde yapılan değerlendirme sonuçlarının daha yüksek olduğu, saptanmıştır. Defektin lokalizasyonu ile ilgili yapılan değerlendirmede de yöntemler arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. DSR sisteminin defektin varlığı ve yokluğunun belirlenmesinde etkin bir yöntem olduğu, ancak defekt lokalizasyonu belirlenmesi açısından diğer yöntemlerle farklılık göstermediği saptanmıştır.

5. SONUÇ

-  Premolar ve molar dişlerin bukkal ve lingualinde oluşturulan kemik defektlerinin varlığını belirlemede, genel olarak konvansiyonel sistem, kablolu dijital ve kablosuz dijital sistem arasında istatistiksel anlamlılık olmamakla birlikte, konvansiyonel sistemin etkinliği daha düşüktür.
-  DSR 'de kablolu ve kablosuz dijital görüntüleme sistemleri konvansiyonel sisteme oranla daha etkili bulunmuştur.
-  Genel olarak her 3 görüntüleme yönteminde, molar dişlerdeki defektler, premolar dişlerden daha yüksek oranda görülmüştür.
-  Defektin bukkalde mi lingualde mi olduğunu ayırt etmede en etkili görüntüleme yönteminin konvansiyonel görüntüleme olduğu görülmüştür.
-  Dijital subtraksiyon metodu çok küçük kemik defektlerinin tespitinde başarılı olması beklenirken yaptığımız çalışmada intraoral radyografilerle istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır. Bunu ölçümleri yapan gözlemcilerin bu yöntemle çok aşına olmamalarına bağlıyoruz.
-  DSR sistemini periodontal defektin varlığı ve yokluğunun belirlenmesinde etkin bir yöntem olmasına karşın defekt lokalizasyonun belirlenmesinde etkin olmadığı görülmüştür.
-  Dijital subtraksiyon metodu uygulamalarında duyarlılığı artırmak amacıyla daha çok dijital görüntüleme sistemlerinden yararlanılmalıdır. Konvansiyonel yöntem ile alınan filmlerin bilgisayara aktarım esnasında yaşanan veri kaybı, subtraksiyon metodu uygulamasında duyarlılığı düşürmektedir.
-  Defektin varlığını/yokluğunu belirlemede gözlemcilerin kararsız kalma oranı, her görüntüleme sistemi ve defekt boyunda % 3,7 – 6,1 oranında değişirken, lokalizasyonu konusunda bu oran % 25,9 – 56,5 gibi oldukça yüksek rakamlara ulaşmıştır.

ÖZET

Periodontal kemik defektlerinin varlığı ve bukkal-lingual lokalizasyonlarının belirlenmesinde farklı intraoral görüntüleme yöntemleri ile dijital subtraksiyon tekniğinin etkinliklerinin karşılaştırılması

Gelişen teknoloji ile birlikte tüm medikal alanlarda olduğu gibi diş hekimliği radyolojisinde de konvansiyonel görüntüleme yöntemlerinin yanı sıra, dijital tekniklere doğru bir yöneliş olmuştur. Periodontal hastalıklarda kemik kaybının teşhisi, iyileşme sonrası oluşan kemik değişikliklerinin değerlendirilmesi için birçok görüntüleme sisteminden yararlanılmaktadır. Farklı tekniklerin (Periapikal grafiler, ısırma grafisi (bite-wing) ve panoramik radyografiler) kullanımı ile periodontal defekt teşhisinde bazı kolaylıklar sağlanmaktadır. Ancak bukkal ve lingual kemik kayıpları, diş dokusunun görüntü üzerine süperpozisyonu nedeniyle net olarak görüntülenememektedir. Son yıllarda geliştirilen “digital subtraction” tekniği ile kemikte oluşan çok küçük değişikliklerin teşhisleri kolaylıkla sağlanmaktadır. Araştırmamızda mandibuler molar ve premolar dişlerin bukkal ya da lingual yüzeylerinde oluşturulan periodontal kemik defektlerinin, kablolu dijital sistem, kablosuz dijital sistem, konvansiyonel radyografi ve DSR ile saptanabilirliği değerlendirilmiştir. Deneysel olarak kuru mandibula üzerinde molar ve premolar dişlerde önce 2 mm, daha sonrasında 4mm olarak oluşturulan kemik defektleri, farklı görüntüleme sistemleri yardımı ile görüntülenmiş ve değerlendirme 10 ayrı gözlemci tarafından yapılmıştır. Araştırmamızın sonucunda, genel olarak defektin varlığı veya yokluğunu belirlemede kablolu dijital ve kablosuz dijital görüntüleme sistemlerinin etkinliği daha fazla iken, bukkal/lingual lokalizasyonu belirlemede konvansiyonel yöntem daha etkin bulunmuştur. Defekt lokalizasyonunun belirlenmesinde DSR ile konvansiyonel, kablolu dijital, kablosuz dijital sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Dijital Subtraksiyon, Dijital İntra-Oral Görüntüleme , Periodontal Defekt,

SUMMARY

Comparison of digital subtraction technique with different intraoral radiography techniques for determination and identification of buccal-lingual localization of periodontal bony defects.

By the advance in technology there is tendency to digital techniques besides conventional imaging systems in dentistry like in all medical fields. Different kinds of imaging systems are used for assesment of bony changes after healing process in periodontal diseases. Usage of different techniques (periapical radiographies, bite-wings, panoramic radiographs) are convenient in diagnosis of periodontal bony defects. However determination of buccal and lingual bony defects could not be easily performed due to superposition of dental tissues. By the advance of digital subtraction technique in recent years even small changes in bone could be easily detected. In this research detectability of buccal and lingual defects in molar and premolar teeth by direct digital imaging, phosphor plate (semi-direct digital imaging), conventional radiography and DSR is investigated. In our research we first drilled artificial bony defects of 2mm and 4 mm on dry mandibles and then images of these defects are taken by four different imaging techniques. Evaluation of these images are performed by 10 different observers. As a result of our research we found that while defining the presence of periodontal bony defects, direct digital imaging and sem,-direct digital imaging is more effective than other imaging systems. But, in defining the buccal and lingual positions of bony defects, conventional imaging is more effective. We found no statistical difference between conventional imaging, direct digital imaging and semi-direct imaging in defining the defect localization.

Key words: Digital subtraction, digital intra-oral imaging, periodontal bony defect

KAYNAKLAR

- AASS A.M., Tollofsen T., Gjermo P. (1994). A cohort study of radiographic alveolar bone loss during adolescence. *Journal of Clinical Periodontology*; **21**(2): 133-8
- AKDENİZ B.G., Gröndahl H.G., Köse T. (2005). Effect of delayed scanning of storage phosphor plates. *Oral Surg. Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **99**: 603-607
- AKDENİZ G. (2000). Modern görüntüleme yöntemleri. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg* **27**:271-276
- ATAOĞLU T. Gürsel M. (1999). Periodontoloji;3.baskı.
- BAKSI G. (2008). Measurement accuracy and perceived quality of imaging systems for the evaluation of periodontal structures. *Odontology*, **96**:55-60
- BAYIRLI G. (1985). Röntgen ışınları ve diş hekimliğinde uygulamalar. İstanbul:İstanbul Ü. Diş Hek Fak Yayınları, 61-130
- BENDER IB., Seltzer S. (1961). Röntgenographic and direct observation of experimental lesions in bone. *Journal of American Dental Association*; **62**:152-160
- BİGGERSTAFF R.H., Phillips J.R. (1976) A quantitative comparison of paralleling long-cone and bisection of angle periapical radiography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **41**:673-77
- CHRİSTGAU M., Hiller KA., Schmalz G., Kolbeck C., Wenzel A. (1998). Accuracy of quantitative digital subtraction radiography for determining changes in calcium mass in mandibular bone: an in vitro study. *Journal of Periodontal Research*; **33**: 138-149.
- CHRİSTGAU M., Wenzel A., Hiller K-A., Schmalz G. (1996). Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofacial Radiology*; **25**:25-33.
- CLERCHUGH V., Lennon MA. (1986). The radiographic measurements of early periodontal bone loss and its relationship with clinical loss of attachment. *British Dental Journal*; **161**: 141-44
- CORTELLİNİ P., Pini Prato G., Tonetti M. (1996). Periodontal regeneration of human intrabony defects with bioresorbable membranes. *J Periodontol*, **67**:217-223

- 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*. Aug;**75**(8):1145-9
- DOUGLASS C.W., Valachovic R.W., Wijesinha A, Chauncey H.H., Kapur K.K., McNeil B.J. (1986). Clinical efficacy of dental radiography in the detection of dental caries and periodontal diseases. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*;**62**(3):330-9.
- DOUGLAS E. Parsell, PhD, a R. Scott Gatewood, DMD, MS, b J. Dustin Watts, BS, c and Charles E Streckfus, MS, DDS, c Jackson, Miss (1998) Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. (**86**):498-502
- DOVE S.B., McDavid V.D., Hamilton K.E. (2000). Analysis of sensitivity and specificity of a new digital subtraction system: an in vitro study. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **89**(6): 771-776.
- DUBREZ B., Jacot-Descombes S., Cimasoni G. (1995). Reliability of a paralleling instrument for dental radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **3**: 358-364
- EICKHOLZ P., Riess T., Lenhard M., Hassfeld S., Staehle H.J. (1999). Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. *J Clin Periodontol*, 294-300.
- ELLWOOD R.P., Davies R.M., Worthington H.V. (1997). Evaluation of a dental subtraction radiography system. *Journal of Periodontal Research*; **32**: 241-248.
- FEDİ P.F. (1997). The periodontic syllabus. Türkçe çeviri Ünlü F, Budunelli N, *Anahatlarıyla Periodontoloji*, 15-166.
- FERREIRA RI, Haiter-Neto F, Tabchoury CP, de Paiva GA, Bóscolo FN. (2006) Assessment of enamel demineralization using conventional, digital, and digitized radiography. *Braz Oral Res*. Apr-Jun;**20**(2):114-9.
- FİDLER A, Likar B, Pernus F, Skaleric U. (2000) Influence of developer exhaustion on accuracy of quantitative digital subtraction radiography: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Aug;**90**(2):233-9.
- FİTZGERALD GM. (1947) Dental röentgenography II vertical angulation, film placement and increased object-film distance. *Journal of American Dental Association*; **34**: 160-170

- FURKART A.J., Dove S.B., Mc David W.D., Nummikoski P., Mattesson S. (1992). Direct digital radiography for detection of periodontal bone lesion. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, **74**:652-660
- GENÇ Y., Gökmen D., Tüccar E., Yağmurlu B. (2005). Estimation of sensitivity and specificity for clustered data. *Turk J Med Sci*. **35**:21-24.
- GOAZ P.W., White S.C., Fortier A.P., Glover Jr. J.A. (1994). Oral radiology principles and interpretation 2. Baskı, St. Louis, Mosby.
- GOLDMAN H.M., Cohen W.D. (1958). The infrabony pocket: classification and treatment. *J Periodontol*, **29**: 272
- GOREN AD, Dunn SM, Wolff M, van der Stelt PF, Colosi DC, Golub LM (2008) Pilot study: digital subtraction radiography as a tool to assess alveolar bone changes in periodontitis patients under treatment with subantimicrobial doses of doxycycline. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. Oct;**106**(4):e40-5
- GRASSL U., Schulze R.K.W. (2007). In vitro perception low-contrast features in digital film and digitized dental radiographs: A receiver operating characteristic analysis. *Oral Surg. Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **103**: 649-701
- GRÖNDAHL H.G., Gröndahl K. (1983). Subtraction Radiography for the Diagnosis of Periodontal Bone Lesions. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, **55**: 208-213.
- GRÖNDAHL K, Gröndahl H.G., Wennström J, Heijl L. (1987). Examiner agreement in estimating changes in periodontal bone from conventional and subtraction radiographs. *Journal of Clinical Periodontology*; **14**: 74-49.
- GÜNERİ P, Göğüş S, Tuğsel Z, Boyacıoğlu H.(2007) Efficacy of a new software in eliminating the angulation errors in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. Dec;**36**(8):484-9.
- HARİNG J.F., Jansen L, (2000). Dental Radiography Principles and Techniques. Philadelphia, 2nd edition, WB. Saunders .
- HARORLI A., Akgül M., Dağistan S. (2006). Diş Hekimliği Radyolojisi.
- HAUSMANN E., Christenson L., Dunford R. (1985). Usefulness of Subtraction Radiography in the Evaluation of Periodontal Therapy. *Journal of Periodontology*; **56**: 4.
- HAUSMANN E. (1999). Digital Subtraction Radiography: Then (1983). and Now (1998). *Journal of Dental Research*; **78**:7-10

- HENRIKSON C-O, Lavstedt S. (1975) Precision and accuracy in intraoral roentgenological determination of proximal marginal bone loss. *Acta Odontologica Scandinavica*; **67** (Suppl): 26-49
- HILDEBOLT C.F., Couture R.A., Whiting, B.R. (2000). Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am* **44**:273-297
- HOLMES JP, Gulabivala K, van der Stelt PF. (2001) Detection of simulated internal tooth resorption using conventional radiography and subtraction imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* Sep;**30**(5):249-54.
- HUH KH, Lee SS, Jeon IS, Yi WJ, Heo MS, Choi SC. (2005) Quantitative analysis of errors in alveolar crest level caused by discrepant projection geometry in digital subtraction radiography: an in vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* Dec;**100**(6):750-5.
- JANSSEN P.T.M, van palenstein Helderman W.H., van Aken J. (1989). The detection of in vitro produced periodontal bone lesions by conventional radiography and photographic subtraction radiography using observers and quantitative digital subtraction radiography. *Journal of Clinical Periodontology*; **16**(6): 335-41
- JEFFCOAT M.K., Reddy M.S., Magnusson I, Johnson B., Meredith M.P. (1996). Efficacy of quantitative digital subtraction radiography using radiographs exposed in a multicenter trial. *Journal of Periodontal Research*; **31**: 157-160.
- JEFFCOAT M.K. (1992) Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. *Journal of Periodontology*; **63**(4 Suppl): 367-72.
- KAEPLER G., Vogel A., Axmann Kremer D. (2000). Intra-oral storage phosphor and conventional radiography in the assessment of alveolar bone structures. *Dentomaxillofacial Radiology*, **29**:362-367
- KATSARSKY J.W., Levine N.S., Allen K.M., Hausmann E. (1994). Detection of experimentally induced lesions in subtraction images of cancellous alveolar bone. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **77**(6): 674-7.
- KHOCHT A., Janal M., Harasty L., Chang K.M. (2003). Comparison of direct digital and conventional intraoral radiographs in detecting alveolar bone loss. *J Am Dent Assoc*, 134:1468-1475
- 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 Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **82**:585–589.
- LANG N.P., Hill R.G. (1977). Radiographs in periodontics. *J Clin Periodontol*, **4**:16-28
- LANG N.P. (2000). Focus on intrabony defects-conservative therapy. *Periodontology*, **22**: 51-58
- LANGLAÍS R.P., Rodriguez I.E., Maselle I. (1994). Principles of radiographic selection and interpretation. *Dental Clinics of North America*; **38**(1) 1-12.
- LEE S.S., Huh Y.J., Kim K.Y., et al. (2004). Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **98**: 471-475.
- LEHMANN T.M., Gröndahl H.G., Benn D.K. (2000). Computer- based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofacial Radiology*; **29**: 323-346.
- LEHMANN T.M., Gröndahl K., Gröndahl H.G., Schmitt W., Spitzer K. (1998). Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*; **27**: 140-150
- Lİ G., Engström P.E., Nasström K., Lü Z.Y., Sanderink G., Welander U. (2007). Marginal bone levels measured in film and digital radiographs corrected for attenuation and visual response: an *in vivo* study. *Dentomaxillofacial Radiology*, **36**, 7-11
- LİNDHE J. (1997). Textbook of clinical periodontology. **2**:186-188
- LİNDHE J., Karring T., Lang N.P. (1997). Clinical Periodontology and Implant Dentistry; **3**: 20-21.
- LUDLOW J.B., Ludlow L.E.D., Brooks S.L., Howerton W.B (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiol* **35**: 219-226
- LUDLOW J.B., Mol A. (2004). Digital imaging. In: oral radiology principles and interpretation, Eds,; White and Pharoah. 5 th edition. Mosby, St. Louis, 225-244
- MANSON-HİNG L.R. (1979), Fundamentals of dental radiography, *Philadelphia:Lea & Febiger*; 1-64
- MİGUENS SA JR, Veeck EB, Fontanella VR, da Costa NP. (2008). A comparison between panoramic digital and digitized images to detect simulated periapical lesions using radiographic subtraction. *J Endod. Dec*; **34**(12):1500-3

- MOL A., Dunn S.M. (2003). The Performance of Projective Standardization for Digital Subtraction Radiography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **96**: 373-382.
- NAÏR M.K., Ludlow J.B., Tyndall D.A., Platin E., Denton G. (1998). Periodontitis detection efficacy of film and digital images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **85**:608-612
- NEWMAN M.G., Takei H.H., Carranza F.A. (2002). Carranza's Clinical Periodontology 9. Baskı, Philadelphia, W.B. Saunders Company.
- NUMMIKOSKI P.V. Steffensen B., Hamilton K., Dove S.B., (2000). Clinical validation of a new subtraction radiography technique for periodontal bone loss detection. *Journal of Periodontology*; **71**(4): 598-605.
- OKANO T., Mera T., Ohki, Ishikawa I., Yamada N. (1990). Digital subtraction of radiograph in evaluating alveolar bone changes after initial periodontal therapy. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **69**: 258-62
- ORTMAN L.F., Dunford R., McHenry K., et al. (1985). Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs. A comparison study with I 125 absorptionmetry. *Journal of Periodontal Research*; **20**: 644-651
- OZTURK A , Gungor C , Güneri P, Tuğsel Z, Göğüş S (2005) A histogram smoothing method for digital subtraction radiography. *Advances in Information Systems Lecture Notes in Computer Science* Volume **3261**, pp 392-399
- ÖZTUNA D., Genç Y. (2010). Closed form methods to compare two independent proportions for clustered data. *Türkiye Klinikleri Biyoistatistik Dergisi*, **2**(1):11-17.
- PAPAPANOU P.N., Tonetti M.S. (2000). Diagnosis and epidemiology of periodontal osseous lesions. *Periodontol 2000*, **22**: 8-21,
- PARSELL D.E., Gatewood R.S., Watts J.D., Streckfus C.F. (1998). Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **86**(4): 498-502
- PASS, B., Furkart, A.J., Dove S.B., Mcdavid, W.D. Gregson P.H. (1994). 6-bit and 8-bit digital radiography for detecting simulated periodontal lesions. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, **77**:406-411
- PETRIKOWSKI C.G. (2005). Introducing digital radiography in the dental office: an overview *J Can Dent Assoc*. **71**(9):651

- PUTNĪNS E., Lavelle C.L.B., Holthuis A. (1988). Detection of three-walled infrabony defects by subtraction radiography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **65**(1): 102-8.
- RAÍTZ R, Rodrigues AL, Reis VC, Borra RC (2013) Visual perception of multilocular radiolucent mandibular lesions quantified by morphometric analysis. *Dentomaxillofac Radiol.*; **42**(1):55003773.
- RAZMUS T.F. (1996). Current Oral and Maxillofacial Imaging Philadelphia, W.B. Saunders Company.
- RAWLÍNSON A, Elcock C, Cheung A, Al-Buhairi A, Khanna S, Walsh TF, Ellwood RP (2005) An in-vitro and in-vivo methodology study of alveolar bone measurement using extra-oral radiographic alignment apparatus, Image Pro-Plus software and a subtraction programme. *J Dent.* Oct; **33**(9):781-8
- REDDY M.S., Jeffcoat M.J. (1993). Digital Subtraction Radiography. *Dental Clinics of North America*; **37**: 553-565.
- REED BE, Polson AM. (1984). Relationships between bitewing and periapical radiographs in assessing crestal alveolar bone levels. *Journal of Periodontology*; **55**(1): 22-7.
- RUDOLF D.J., White S.C. (1988). Film-holding Instruments for Intraoral Subtraction Radiography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **65**: 767–772
- RUTTMANN UE, Webber RL, Schmidt E. (1986) A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodontal Res.* Sep; **21**(5):486-95.
- SAMARABANDU J., Allen K., Hausmann E., Acharya R. (1994). Registration Techniques for Digital Subtraction Radiography. *Dentomaxillofac Radiology*; **23**: 117–119.
- SANDERINK, G. C. H., Miles, D.A. (2000). Intraoral detectors: CCD, CMS, TFT and other devices. *Dent Clin North Am* **44**: 249-255
- SOUTHARD TE, Southard KA. (1996) Detection of simulated osteoporosis in maxillae using radiographic texture analysis. *IEEE Trans Biomed Eng* Feb; **43**(2):123-32.
- SCHROPP L, Alyass NS, Wenzel A, Stavropoulos A. (2012), Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies *Dentomaxillofac Radiol.* Dec; **41**(8):686-90.

- TURGUT E. (1977). Paralel Film Çekme Metodu, *Hacettepe Ü Diş Hek Fak Derg*, **1**: 207-212
- UPDEGRAVE WJ. (1961) Higher fidelity in intraoral roentgenography. *Journal of American Dental Association*; **62**:1-8
- UPDEGRAVE WJ. (1968) Right-angle dental radiography. *Dental Clinics of North America*; **12**: 571-579
- VAN DER STELT P.F., van der Linden L.W., Geraets W.G., Alons C.L.(1985) Digitized image processing and pattern recognition in dental radiographs with emphasis on the interdental bone. *Journal of Clinical Periodontology* **12**: 815–821
- VAN DER STELT P.F., van der Linden L.W.J., Geraets W.G.M., Alons C.L. (1985). Digitized pattern recognition in the diagnosis of periodontal bone defects. *Journal of Clinical Periodontology*; **12**: 822-27
- WENZEL A., Sewerin I.P. (1991). Sources of noise in digital subtraction radiography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*; **71**(4): 503-8.
- WHAİTES, E. (2002). Essential of dental radiography and radiology, 3rd ed. Churchill Livingstone, Edinburg, *Chapter 17,29,31*
- WHİTE S.C., Pharoah M. J. Oral Radiology Principles and interpretation, Edition 6 page:3-16
- WUEHRMANN A.H., Manson Hing L.R. (1973). Dental Radiology 3. Baskı, St. Louis, Mosby.
- YELER D.Y., Kambek Taşveren S., Kaynar, O., (2006). Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Yöntemleri; *Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği fakültesi dergisi*, 1-6
- YOLALAN A. (2008). Kronik Periodontitisli Bireylerde Konvansiyonel Periapikal Radyografi ve Dijital Subtraction Radyografi Veri Etkinliklerinin Karşılaştırılması, Doktora Tezi Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- ZACHARAKİ E.I., Matsopoulos G.K., Asvestas P.A., Nikita K.S., Grondahl K., Grondahl H.G. (2004). A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. *Dentomaxillofacial Radiology*; **33**:379-390

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı: Mehmet Eray

Soyadı: KOLSUZ

Dogum yeri ve tarihi: ANKARA – 13/07/1981

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

Medeni durumu: Evli

Askerlik durumu: Yaptı.

İletişim adresi ve telefonu: Aşağı Öveçler Mah. 1307 Sokak 2/13 Öveçler/ANKARA

II- Eğitimi

Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ab. D.

(Doktora 2006-...)

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

(2001-2006)

Cumhuriyet Lisesi

(1994-1998)

Cumhuriyet Ortaokulu

(1991-1994)

Nuh Eskiyan İlkokulu

(1987-1991)

Yabancı Dil : İngilizce

III- Ünvanları

Araştırma Görevlisi (2006-...)

Diş Hekimi (2006-2006)

IV- Mesleki Deneyimi

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde 2006 yılından bu yana tam zamanlı olarak görev yapmaktadır.

V- Üye Oldugu Bilimsel Kuruluslar

Oral Diagnoz ve Maksillofasial Radyoloji Derneği

VI- Bilimsel İlgi Alanları

Yayınları:

- Proximal caries detection accuracy using intraoral bitewing radiography, extraoral bitewing radiography and panoramic radiography. Kamburoglu K, **Kolsuz E**, Murat S, Yüksel S, Ozen T. *Dentomaxillofac Radiol.* (2012) Sep;41(6):450-9
- Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. Kamburoğlu K, Murat S, **Kolsuz E**, Kurt H, Yüksel S, Paksoy C. *J Oral Sci.* (2011) Dec;53(4):501-8.
- Occlusal caries depth measurements obtained by five different imaging modalities. Kamburoğlu K, Kurt H, **Kolsuz E**, Öztaş B, Tatar I, Çelik HH. *J Digit Imaging.* (2011) Oct;24(5):804-13
- Accuracy of CBCT measurements of a human skull. Kamburoğlu K, **Kolsuz E**, Kurt H, Kiliç C, Özen T, Paksoy CS. *J Digit Imaging.* (2011) Oct;24(5):787-93

POSTERLER

- Semento-Ossifying Fibroma: Bir Olgu Sunumu. Oral Diagnoz ve Maksillofacial Radyoloji Derneği 5. Sempozyumu (2013) Erzurum. **Kolsuz E.**, Kamburoğlu K., Önder B., Erdem E
- Pleomorfik Adenoma : Bir Olgu Sunumu. Oral Diagnoz ve Maksillofacial Radyoloji Derneği 5. Sempozyumu (2013) Erzurum. **Kolsuz E.**, Kurt H., Özer A., Alp H.
- Clinical root resorption incidence BaSS (2011) Bükreş. **Kolsuz E.**, Öztaş B., Kurt H., Paksoy C., Kamburoğlu K.
- Accuracy and reproducibility of CBCT measurements obtained from specific distances in a human dry skull: preliminary results 12 th European congress of dento-maxillo facial radiology (2010) İstanbul. Kamburoğlu K. , **Kolsuz E.**, Kurt H., Özen T., Paksoy C.
- Occlusal caries depth measurements obtained by different imaging modalities: a pilot study 12 th European congress of dento-maxillo facial radiology (2010) İstanbul. Kamburoğlu K. , **Kolsuz E.**, Kurt H., Cebeci İ., Öztaş B.
- Kissing Molars: A rare two case serie Tatidze M. , **Kolsuz E.**, Sindel A., Çölok G. (2010) AÇBİD 4 th International Oral & Maxillofacial Surgery Society Congress
- Case Reports : Fibrous Dysplasia (2010) 15 th BaSS, Selanik. Öztaş B., **Kolsuz E.**, Kurt H. , Erdem E.
- Dens invaginatus with internal root resorption : A case report 15 th BaSS (2010), Selanik. **Kolsuz E.**, Öztaş B., Kurt H.
- Two different entities with similar radiological and clinical manifestataion (2010) 15 th BaSS, Kurt H., **Kolsuz E.**, Öztaş B., Yüksel Y.
- Unusual sialolithiasis of submandibular gland : three case reports (2010) 15 th BaSS, Eren H., **Kolsuz E.** , Kurt H., Görgün S.
- Tongue Abscess : A case report (2009) 14 th BaSS, Varna. **Kolsuz E.** , Melad H. , Erdem E
- Complex Odontoma and Unerupted Tooth in Association with mandibular canal (2009) 14 th BaSS, Varna. Yüksel Y., Melad H., **Kolsuz E.**, Erdem E.
- Lower Lip Carcinoma : A case report (2009) 14 th BaSS, Varna. Sindel A., **Kolsuz E.**, Erdem E.

- Bukkal Hemanjiyom : İlginç bir olgu sunumu Oral Diagnoz ve Maksillofacial Radyoloji Derneği 4. Sempozyumu (2007) İstanbul. **Kolsuz E.** ,Orhan K., Cebeci İ.
- Gömülü Kalmış Süt Dişi ile Birlikte Görülen Dentigeröz Kist : Olgu Raporu Oral Diagnoz ve Maksillofacial Radyoloji Derneği 4. Sempozyumu (2007) İstanbul. **Kolsuz E.**, Orhan K. , Doğan N.