



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ARAYÜZ ÇÜRÜKLERİNİN TESPİT EDİLMESİNDE KULLANILAN
RADYOGRAFİK YÖNTEMLERİN SENSİTİVİTE VE SPESİFİTESİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MELİKE KORALTAN

UZMANLIK TEZİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

SİVAS

2015

T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ARAYÜZ ÇÜRÜKLERİNİN TESPİT EDİLMESİNDE KULLANILAN
RADYOGRAFİK YÖNTEMLERİN SENSİTİVİTE VE SPESİFİTESİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

MELİKE KORALTAN

UZMANLIK TEZİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Defne YALÇIN YELER

SİVAS
2015

“Arayüz Çürüklerinin Tespit Edilmesinde Kullanılan Radyografik Yöntemlerin Sensitivite ve Spesifitesinin Değerlendirilmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı’nda **Uzmanlık** Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan Doç. Dr. Binali ÇAKUR _____

Üye Yrd. Doç.Dr. Defne YALÇIN YELER _____

Üye Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN _____

ONAY

Bu tez çalışması 02.11.2015 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sami HİZMETLİ
DEKAN V.

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

ÖZET

ARAYÜZ ÇÜRÜKLERİNİN TESPİT EDİLMESİNDE KULLANILAN RADYOGRAFİK YÖNTEMLERİN SENSİTİVİTE VE SPESİFİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

MELİKE KORALTAN

Uzmanlık Tezi

Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. DEFNE YALÇIN YELER

2015,83 sayfa

Zamanında, kesin ve doğru yapılan bir tanı, başarılı bir tedavi uygulamasının ilk adımıdır. Çürük lezyonlarının teşhisi öncelikli olarak görsel-dokunsal muayene ve radyografik incelemeye dayanır. Çürük teşhisindeki yöntemlerin lezyonu erken dönemde teşhis edebilme kapasitesinin yüksek olması, çürüğün durdurulması ve gereksiz tedavinin önüne geçilmesini sağlar. Çürük teşhisinde yeni yöntem arayışlarıyla birlikte, rutinde kullanılan yöntemlerin yeni program ve yazılımlarla geliştirilerek, en iyi görüntüleme düzeyine ulaştırma çabaları da devam etmektedir.

Bu çalışmada, beş farklı radyografik görüntüleme yönteminin posterior dişlerde arayüz çürük teşhisindeki sensitivite, spesifisite ve doğruluk değerleri araştırılmıştır.

Çalışmada sırasıyla; dijital panoramik cihazın bitewing, P1(standart) ve P4 (ortogonal) programlarında alınmış görüntüleri, fosfor plakla alınmış bitewing görüntüleri ve geleneksel bitewing radyografileri incelenmiştir. Çalışmada çürüklü ve çürüksüz 72 adet çekilmiş daimi premolar ve molar dişler

kullanılmıştır. Akrilik çene modellerine yerleştirilen bu dişlerin, bahsedilen yöntemlerle radyografik görüntüleri elde edilmiştir. Görüntüler arayüz çürük varlığı ve derinliği yönünden dört ayrı skor kullanılarak, üç gözlemci tarafından birer hafta arayla iki kez skorlanmıştır. Çürük varlığı ve derinliğinin gerçek düzeyinin belirlenmesi için histopatolojik inceleme yapılmıştır. Gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumun hesaplanmasında kappa istatistiği kullanılmıştır. Histopatolojik inceleme ile radyografik incelemeden elde edilen skora ROC analizi uygulanmış ve yöntemlerin sensitivite, spesifite ve doğruluk değerleri hesaplanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; gözlemci içi uyum ve gözlemciler arası uyum (kappa oranı) sırasıyla 0.61-0.83, 0.55-0.81 arasında değişmiş ve uyum güçlü bulunmuştur. Gözlemciler arası uyum en yüksek geleneksel bitewing ve standart panoramik programlarında elde edilmiştir. ROC analizinde ortalama Az değerleri en yüksek fosfor plak sistemde (0.757), en düşük panoramik cihazın standart programında (0.636) bulunmuştur ($p<0.05$). Yöntemlerin ortalama sensitivite ve spesifite değerleri sırasıyla; geleneksel yöntem için 0.64- 0.85, fosfor plak için 0.64- 0.87, standart program için 0.40- 0.87, ortogonal program için 0.56- 0.85, ekstraoral bitewing için 0.59- 0.90 olarak bulunmuştur.

Sonuç olarak mine çürüğü düzeyinde hiçbir radyografik yöntem yeterli değildir. Panoramik cihazlarda ortogonal ve bitewing programları süperpozisyonların azaltılmasında etkilidir. Fosfor plaklar avantajları da göz önüne alındığında, arayüz çürük teşhisinde ilk tercih edilen görüntüleme yöntemi olabilir.

Anahtar kelimeler: Arayüz çürükleri, dijital panoramik radyografi, bitewing radyografi, fosfor plak sistemler

ABSTRACT

Assessment of Sensitivity and Specificity of Radiographic Methods for
Approximal Caries Detection

Melike KORALTAN

Expertise Thesis, Department of Oral and Maxillofacial Radiology

Supervisor Assist. Prof. Dr. Defne YALÇIN YELER

2015, 83 pages

Early, correct and absolute diagnose is the first step in successful treatment. Diagnose of caries lesions takes base visual, tactile, and radiologic examination. It is requested diagnostic methods should be capable to diagnose in early stages of the lesion whereas progression of caries can be prevented. Studies on diagnostic tools on early detect caries lesion or develop routinely used methods by using newer programs, are going on.

In this study; specificity, sensitivity and reliability of five different radiographic imaging methods for using that detection approximal caries lesions on posterior teeth were compared. This methods are respectively, digital images that taken bitewing, P1(standart) and P4(orthogonal) program of digital panoramic device, digital bitewing images with taken phosphor plate and conventional bitewing radiograph.

In this study,72 extracted premolar and molar teeth with and without proximal caries, were used. These teeth were placed on phantom chain models and images were taken above techniques. Radiographs were evaluated from three observers two times with one week interval and scored four grade in regard to

caries presence and depth. True caries presence and depth were obtained from histopathological examination. Scores that obtained from five radiographic techniques were compared with scores that obtained from histopathological examination. For intraobserver and intraobserver agreement were calculated kappa statistics. ROC analyses were applied these data for sensitivity and specificity of these methods.

Intra and inter-examiners agreement were found 0.61-0.83, 0.55-0.81 respectively by using kappa statistic method. ROC analysis was used to distinguish specificity, sensitivity and reliability parameters. The Az value was found highest with phosphor plate bitewing (0.757), lowest standard program (0.636). Mean sensitivity and specificity value are founded respectively; 0.64-0.85 for conventional bitewing, 0.64-0.87 for bitewing with phosphor plate, 0.40-0.87 for standard program, 0.56-0.85 for orthogonal program, 0.59-0.90 for extraoral bitewing program.

As a result, all radiographic methods in detecting enamel caries are still not enough. Orthogonal and extraoral bitewing programs on panoramic devices are effective for reducing superpositions. When considering the advantages of phosphor plates may be the preferred imaging modality for the diagnosis of approximal caries.

Keywords: Approximal caries, digital panoramic radiography, bitewing radiography, phosphor plate

TEŞEKKÜR

Bu proje Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Birimi (CÜBAP) tarafından Diş-153 No'lu proje olarak desteklenmiştir. Maddi desteğinden dolayı CÜBAP'a teşekkür ederim.

Desteğini, dostluğunu ve sevgisini bana her an hissettiren, hem paylaştığı hayat tecrübeleri, hoşgörüsü ve insan sevgisiyle hem de uzmanlık eğitimim boyunca çalışkanlığıyla, asla esirgemediği bilgi ve tecrübeleriyle akademik yönden her zaman yol göstericim ve rol modelim olan, tezin hazırlanması sürecinde yaptığı fedakarlıklarını asla unutmayacağım, iyi ki hocam olan sevgili Yrd. Doç. Dr. Defne YALÇIN YELER'e bütün kalbimle teşekkür ederim.

Radyografik değerlendirmeleriyle tezimin hazırlanmasında katkıda bulunan sevgili asistan arkadaşım Dt. Esra NEBİOĞLU'na teşekkür ederim.

Verilerin istatistik analizinde yardımlarını esirgemeyen sayın Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a teşekkür ederim.

Tecrübesi ve bilgisine sıklıkla başvurduğumuz ve yardımlarını hiç bir zaman esirgemeyen sayın Dr. Murat AYDIN'a tezime olan katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Doç. Dr. Binali ÇAKUR'a, Prof. Dr. Hasan YELER'e, Prof. Dr. Berhan YILMAZ'a ve Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN'a verdikleri destekten ötürü teşekkür ederim.

Anabilim dalımızın ve fakültemizin sevgili personeline, asistan ve öğrenci arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Sahip olduğum en değerli varlıklara, en büyük destekçilerime; kardeşlerime, her zaman olduğu gibi tezimde de yardımına koşan canım ablama ve sevgili anneme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
SİMGELER DİZİNİ	xiii
KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Çürük.....	3
2.1.2. Mine Çürüğü ve Tabakaları	4
2.1.3. Dentin Çürüğü ve Tabakaları	5
2.1.4. Diş Çürüğünün Morfolojisi	10
2.1.4.1. Düz Yüzey Çürükleri	10
2.2. Çürük Tespitinde Kullanılan Yöntemler	11
2.2.1. Görsel Muayene.....	11
2.2.2. Sondlama	11
2.2.3. Geçici Diş Seperasyonu	12
2.2.4. Radyografi	12
2.2.4.1. Bitewing Tekniği	13
2.2.4.2. İnaoral Filmler	14

2.2.4.2.1. Film Hızı	15
2.2.4.3. Dijital Radyografiler	16
2.2.4.3.1. Dijital Radyografinin Avantaj ve Dezavantajları.....	16
2.2.4.3.2. Dijital Görüntüleme Tipleri.....	18
2.2.4.3.3. Dijital Görüntüleme Komponentleri.....	18
2.2.4.3.3.1. X-ışını Kaynağı	19
2.2.4.3.3.2. İntraoral Sensör	19
2.2.4.3.3.2.1. Kablolü Sensörler (Solid state sistem dedektörleri).....	19
2.2.4.3.3.2.2. Kablosuz sensörler -Fosfor Plaklar.....	21
2.2.4.3.3.3. Analog-dijital dönüştürücü (A/D converter veya digitizer) ile birlikte Bilgisayar	23
2.2.4.3.4. Dijital Radyografide Rezolüsyon	25
2.2.5. Işık Yayan (Light-emitting) Aygıtlar.....	26
2.2.5.1. Diagnodent ve Diagnodent pen.....	27
2.2.5.2. Boya ile Güçlendirilmiş Lazer Floresan Yöntemi (Dye-enhanced laser fluorescence DELF)	28
2.2.5.3. Kantitatif Işık Etkili Floresanlar (QLF)	28
2.2.5.4. Floresans Kamera.....	29
2.2.5.5. LED Teknolojisi (Caries I.D.)	29
2.2.5.6. Fiber-optik Transilüminasyon - Dijital Fiber-optik Transilüminasyon (FOTI-DIFOTI)	29
2.2.5.7. OCT (Optik Koherent Tomografisi)	30
2.2.6. Elektronik Çürük Monitörü (ECM)	30
2.2.7. Ultrason Tekniğı	31
2.2.8. Kızıl Ötesi Termografi.....	31
2.3. Dijital Panoramik Görüntüleme	32
2.3.1. Panoramik Görüntülemenin Avantajları.....	32

2.3.3. Dijital Panoramik Görüntüleme Standardizasyon ve Görüntüleme Hataları	34
2.3.4. Panoramiklerde Görüntüleme Seçenekleri	34
2.3.4.1. Ortogonal Görüntüleme	35
2.3.4.2. Ekstraoral Bitewing Görüntüleme	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	36
3.1. Çalışmaya Alınacak Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması.....	36
3.2. Radyografların Alınması ve Değerlendirilmesi	38
3.3. Histopatolojik İnceleme	49
3.4. İstatistiksel Yöntem.....	51
4. BULGULAR.....	53
4.1. Histopatolojik Sonuçlar	53
4.2. Gözlemci İçi ve Gözlemciler Arası Uyum	53
4.3. Yöntemlerin Arayüz Çürüklerinde Sensitivite, Spesifite ve Doğruluk (Az) Değerleri	55
4.4. Yöntemlerin Çürük Derinliğine Göre Sensitivite, Spesifite ve Doğruluk (Az) Düzeyleri	56
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	64
KAYNAKLAR	65
ÖZGEÇMİŞ.....	83

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Tubuler sklerozis ve mine düzeyinde çürük	6
Şekil 2.2 Dentin çürüğü	7
Şekil 2.3 İlerlemiş dentin çürüğü ve kavitasyon	8
Şekil 2.4 Arayüz çürüğünün aşamalarının şematik gösterimi.....	9
Şekil 2.5 Mine çürüğü	10
Şekil 3.1 Mum Bloklar	37
Şekil 3.2 Çene Modelleri	37
Şekil 3.3 Mum blokların çene modelleri üzerine yerleştirilmesi	38
Şekil 3.4 Dijital Panoramik Röntgen Cihazı	39
Şekil 3.5 Panoramik cihazda modellerin yerleştirilmesi.....	39
Şekil 3.6 Panoramik cihazda çekim modalitelerinin seçilmesi.....	40
Şekil 3.7 Panoramik cihazda elde edilen görüntüler.....	41
Şekil 3.8 Geleneksel ve fosfor plaklı bitewing çekimlerinde kullanılan film tutucu.....	42
Şekil 3.9 Film	42
Şekil 3.10 Geleneksel bitewing çekimi	43
Şekil 3.11 Geleneksel bitewing radyograf	43
Şekil 3.12 Xray cihazı	43
Şekil 3.13 Otomatik banyo cihazı	44
Şekil 3.14 Fosfor plak ve tarayıcısı.....	44
Şekil 3.15 Fosfor plaklı bitewing çekimi	45
Şekil 3.16 Fosfor plakla alınmış bitewing görüntüsü	45
Şekil 3.17 LCD ekran	46
Şekil 3.18 Geleneksel filmlerin okunması	47
Şekil 3.19 Negatoskop	47
Şekil 3.20 Radyograflar	48
Şekil 3.21 Standart program görüntüsünde gözlenen süperpozisyonlar	49
Şekil 3.22 Histopatolojik inceleme için hazırlanan bloklar	49
Şekil 3.23 Düşük hızlı testere cihazı	50
Şekil 3.24 Dişlerin kesitleri.....	50
Şekil 3.25 Stereomikroskop	51
Şekil 4.1 Yöntemlere ait ROC grafiği.....	55

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 Gözlemci içi uyum tablosu	54
Çizelge 4.2 Birinci okumaya ait gözlemciler arası uyum tablosu.....	54
Çizelge 4.3 İkinci okumaya ait gözlemciler arası uyum tablosu	54
Çizelge 4.4 Yöntemlere ait ortalama Az değerleri.....	56
Çizelge 4.5 Yöntemlere ait sensitivite, spesifisite, pozitif prediktif değer, negatif prediktif değer, yanlış pozitif oranı.	56
Çizelge 4.6 Yöntemlerin çürük düzeylerine göre Az değerleri.....	57
Çizelge 4.7 Çürük düzeylerine göre sensitivite ve spesifite değerleri	58
Çizelge 4.8 Farklı çürük düzeylerine göre alt skor verilme yüzdeleri	58

SİMGELER DİZİNİ

Ca	:Kalsiyum
PO ₄	:Fosfat
AgBr	:Gümüş bromür
AgI	:Gümüş iyodür
BaFX:Eu+2	:Öropidyum katkılı Baryum florohalid
Cl	:Klor
Br	:Brom
I	:İyot
Eu	:Europium

KISALTMALAR DİZİNİ

kVp	: Kilovoltaj
mA	: Miliamper
PSP	: Photostimulable storage fosfor
μm	: Mikrometre
DEJ	: Dentoenamel junction
Mm	: Milimetre
DDR	: Direk dijital radyografi
CCD	: Charge coupled device
CID	: Charge Injection Device
CMOS/APS	: Complementary Metal Oxide Semiconductor/Active Pixel Sensor
Nm	: Nanometre
Dk	: Dakika
A/D converter:	Analog dijital dönüştürücü
DSR	: Dijital Subtraction Radiography
DELFL	: Dye Enhanced Laser Fluorescence
TACT	: Tuned Aperture Computed Tomography
LED	: Light emitted diode
QLF	: Quantitative Laser Fluorescence
FOTI	: Fiber optic transillumination
DIFOTI	: Digital Fiber optic transillumination
ECM	: Elektronik Caries Monitor
OCT	: Optic coherent tomography
cm	: Santimetre
sn	: Saniye
ROC	: Receiver Operating Characteric
PPV	: Positive predictive value
NPV	: Negative predictive value
FPR	: False positive ratio
FNR	: False negative ratio
RVG	: Radiovisiography
TME	: Temporomandibular eklem

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, sert dokuların mikroorganizmalar tarafından yıkımı sonucu gerçekleşen patolojik olaylar zinciridir. Gelişmiş ülkelerde koruyucu diş hekimliği kapsamında uygulanan profilaksi yöntemleri ile diş çürüğü sıklığında önemli bir azalma gözlenmesine rağmen, ülkemizde hala ağız hijyeni düzeyi yetersiz olup önemli bir halk sağlığı problemi olarak kabul edilmektedir [65].

Diş çürüklerinin zamanında ve doğru olarak teşhis edilmesi tedavi planlaması ve uygun restorasyon tipinin belirlenmesi açısından önemlidir. Özellikle arayüz çürüklerinin kavitasyon öncesi klinik tespitinin zor olması, çürük teşhisinde kullanılan görüntüleme cihazları ve yöntemlerinin, çürük varlığı ve yokluğunu ayırma yeteneğini (sensivite ve spesifite) önemli kılar. Arayüz çürüklerinde sensitivitesi (duyarlılık) ve spesifitesi (özgüllük) yüksek cihaz ve yöntemlerle çalışmak; gerçekte var olan çürüklerin zamanında ve doğru şekilde tespit edilmesini ayrıca çürük olmayan dişlere, hatalı çürük teşhisi neticesinde çürük varmış gibi kavitasyon açılmasını engeller.

Arayüz çürük teşhisinin doğruluğunu arttırmak için klinik ve görsel muayenenin bitewing filmlerle desteklenmesi gerektiği bildirilmiştir [31,137]. Günümüzde bitewing görüntüler hem filmler, hem de dijital sensörlerle alınabilmektedir. Dijital görüntülerin daha az radyasyon gerektirmesi, zaman tasarrufu, arşiv imkânı ve atık oluşturmaması avantajlarıdır, ancak günümüzde filmler hâlâ, bitewing tekniğinde en çok tercih edilen seçenek olmaya devam etmektedir [180]. İntraoral dijital görüntü elde edilmesinde yaygın olarak kullanılan temel görüntüleme sistemlerinden birisi fosfor plak sistemleridir. Bu sistemde sensör olarak kullanılan fosfor plak üzerinde depo edilen latent imaj, bir lazer tarayıcı vasıtasıyla görünür hale getirilir [194].

Bunun yanında klinik pratikte pek çok dijital panoramik sistem kullanılmaktadır.

Dijital panoramik sistem, arayüz çürükleri ve periapikal lezyonların değerlendirilmesinde ilk tercih olmamasına rağmen, artan görüntü kaliteleri, uygulama kolaylığı, düşük radyasyon dozları, geniş görüntüleme alanına sahip olmaları ve hastaya bağlı oluşan faktörler (trismus, kusma refleksi, sağlık

politikaları) sözkonusu olduğunda tercih edilen bir seçenek olmaları nedeniyle, günümüzde diş hekimliği uygulamalarında popülerlik kazanmıştır [7].

Panoramik görüntüleme X-ışını ve reseptörün, sabit duran hasta etrafında senkronize olarak döndüğü basit bir görüntüleme tekniğidir ancak hasta, sensör ve tüp arasında bulunan mesafeyle ilişkili olarak magnifikasyon dezavantajı mevcuttur. Ek olarak imaj magnifikasyonu, görüntü distorsiyonlarına ve premolar bölgede süperpozisyonlara neden olur. Ancak geliştirilen ortogonal ve ekstra oral bitewing projeksiyonlarıyla, cihazlardaki premolar bölge süperpozisyonları azaltılarak, arayüz çürük teşhisindeki başarısının artırılması hedeflenmiştir [122,123].

Yaptığımız literatür taramalarında, arayüz çürük teşhisiyle ilgili olarak, ortogonal programın ve ekstraoral bitewing programının diğer görüntüleme teknikleriyle ayrı olarak karşılaştırıldığı iki çalışma mevcuttu [86,143]. Bu yüzden bu çalışmanın amacı, beş farklı radyografik görüntüleme yöntemlerinin (geleneksel ve dijital bitewing tekniği, dijital panoramik cihazın ortogonal, standart ve ekstraoral bitewing programları) posterior dişlerin arayüz çürüklerindeki tanısal yeterliliğinin, in vitro ortamda değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Çürük

Diş çürüğü, diş plağı içindeki karyojenik mikroorganizmalar tarafından karbonhidratların fermentasyonu neticesi oluşan organik asidin, dişin sert dokusunun demineralizasyonuna sebep olan enfeksiyöz bir hastalıktır [151]. Çürük oluşumunda ve şiddetinde mikrobiyal, genetik, immunolojik, çevresel ve davranış farklılıkları gibi pek çok faktör rol alır [114]. Ortodontik bantlar, uyumsuz restorasyonlar gibi yabancı unsurlar da plak retansiyonuna ve diş çürüğü gelişimine zemin hazırlayan diğer faktörlerdir [56].

Dental plak diş yüzeyine yapışan ve diş çürüğüne neden olan bakteri topluluğudur. Asidik ortamda yaşayan ve asit üretme yeteneği olan plak bakterileri (*S.mutans*, *S.salivarius*, *S.mitis* gibi) enerji sağlamak için karbonhidratları metabolize ederler [190]. Ürettikleri organik asit, dişin kristal yapısını bozarak çürümesine sebep olur. Çürükler daha çok dental plağın biriktiği ve maturasyonunun tamamlandığı bölgelerde; (sıklıkla okluzal yüzeylerdeki pit, fissürler, arayüzey kontak noktası/alani servikalinde kalan bölgeler ve gingival marjin boyunca) gelişirler [56].

Çürüğün ilerlemesi, demineralizasyon ve kavitasyon olarak iki aşamada gerçekleşir. İlk dönemde plak ve asitle kısmi demineralize olan diş yüzeyinde, ileri dönemde kavitasyonlar oluşur. Sağlam mine dokusu düzenli bir organizasyon gösteren hidroksiapatit kristallerinden meydana gelen mine prizmalarını içerir. Mine prizmalarının arasında çok ince interprizmatik boşluklar (por) mevcuttur. Bu boşluklar su ve organik materyal ihtiva eder. Asit ataklarına maruz kalan minede kristal yapı azalır ve mineral kaybı meydana gelir. Böylece prizmalar arası boşluk artar ve mine pöröz bir hal alır. Artan pörözite klinik olarak beyaz leke şeklinde görülür. Kritik pH değeri 5.5 olup bu değer yükseldikçe zarar görmüş diş yüzeyi remineralize olmaya başlar. Tükürük içinde yüksek konsantrasyonda bulunan kalsiyum ve fosfat iyonları, remineralizasyon olayında önemli rol oynar. Ancak remineralizasyon gerçekleşmesi için minenin bütünlüğünün bozulmamış olması gerekir. Ayrıca erken dönemde tespit

edildiğinde, etkili plak kontrolü, flor uygulamaları, florlu macunların kullanımı ve beslenme alışkanlıklarının değiştirilmesiyle, mine düzeyindeki çürükler durdurulabilir. Durmuş ya da inaktif çürük adı verilen bu lezyonlar sondlamada sert hissedilir ve eksojen boyanma nedeniyle kahverengi olarak gözlenir. Ayrıca inaktif çürük asit ataklarına karşı daha dirençlidir [56].

2.1.2. Mine Çürüğü ve Tabakaları

Çürük, diş minesinin yüzey altı demineralizasyonu ile başlar. Makroskobik olarak en erken görüntüsü, sağlam mine yüzeyinde oluşan küçük opak, beyaz lezyonun (white spot) belirmesidir ve sadece dişin yüzeyi kurutulduğu zaman ortaya çıkar. Bu beyaz lekeler, başlangıç çürüğü olarak adlandırılır [49,95,140]. Bu mine alanları demineralizasyonun neden olduğu aşırı yüzey altı pörözitesi nedeniyle saydamlığını kaybetmiştir [95]. Başlangıç çürüğünün yüzey yapısı sonla muayene edildiğinde anlaşılır. Sondla uzaklaştırılabilen, yumuşak tebeşirimsi mine, aktif çürüğün habercisidir. Başlangıç çürüğü, proksimal yüzeylerde de oluşur ve klinik muayenede genellikle tespit edilemezler. Radyolojik olarak hafif radyolusensi gösterebilirler. Radyolojik olarak açıkça görüldüğü durumlarda çürük muhtemelen ilerlemiş ve dentinde histolojik değişime uğramış olabilir [95].

Mine çürüğü, mine yüzeyinden dentine doğru yüzeyel tabaka, lezyon gövdesi, karanlık tabaka ve saydam tabaka olmak üzere dört tabakadan oluşur [140]. Polarize ışık mikroskobu altında yapılan incelemelerde karanlık ve saydam tabakaların gösterilmesi amacıyla quinolin solusyonu kullanılır [56].

1.Yüzeyel tabaka: Çürüğün en dışındaki hipermineralize alandır. 20-100 mikron kalınlıktadır. Başlangıçta çürükten etkilenmemiş görünür. Normal mineden daha sert ve çözünmesi zor bir tabaka şeklindedir. Bu tabakayla ilgili geçerli olan teori, minenin yüzey tabakasının alt yüzeyindeki minenin çözünmesinden kaynaklanan Ca ve PO₄ iyonlarının depozisyonu ile yeniden forme olduğudur. Böylece yüzeyel tabaka korunur ve asit ataklarına karşı daha dirençli hale gelir [9]. Çürük bu aşamada durdurulabilirse mine yüzeyi sert ve temizlenebilir bir yapıya dönüşür.

2.Lezyon gövdesi: Başlangıç mine çürüğünün en geniş tabakasıdır. En fazla por hacmine sahip olup, por hacmi periferde %5'ten merkezde %25'e kadar değişim gösterir [162]. Sağlam mine ile karşılaştırıldığında bu tabakadaki mineral kaybı %24 civarındadır [105]. Çürüğün gövdesi, mikroskopta incelendiğinde, mineye göre saydam görünür [49].

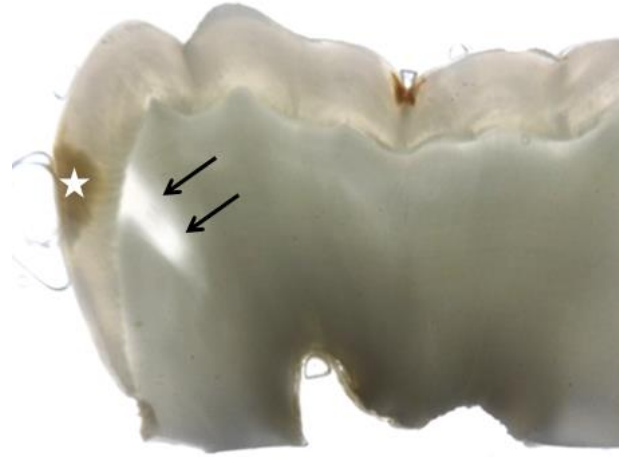
3.Karanlık tabaka: Karanlık tabaka daimi dişlerin %90-95'inde, süt dişlerinin % 85'inde gösterilmiştir [29,56]. Farklı büyüklükteki mikroporlardan oluşur. Geniş porların içine madde birikimi ile yani remineralizasyon ile mikroporlar oluşur [49]. Bu tabaka lezyonun birçok demineralizasyon ve remineralizasyon aşamalarından geçtiğini gösterir. Remineralizasyon sırasında geniş porların bir kısmı daralır ve minenin geçirgenliği azalır. Quinolin solusyonu bu porlardan geçemez ve mikroskobik olarak karanlık bir görüntü oluşur [55]. Bu tabaka çürüğün hızlı ilerlediği durumlarda daha ince, yavaş ilerlediği durumlarda daha kalın olarak görülür [119].

4.Transludent (saydam) tabaka: Mine çürüğünde normal mineden farklı olan ilk tabakadır ve ilerleyen mine çürüğünde ilk belirti bu tabanın oluşumudur. Normal mineden 10 kat daha pörözdür. Mikroporlar da içerir. Geniş porlara daha çok prizma çeperinde rastlanır. Bu tabakada, mine prizmaları ve prizmalar arası boşlukta başlayan, mineral kaybıyla genişleyen porlara, quinolin solusyonu kolaylıkla penetre olur. Quinolin solusyonu mine ile aynı kırılma indeksine sahiptir ve sonuç olarak polarize ışık mikroskobunda bu alan porların izlenmediği bir alan olarak görünür [56].

2.1.3. Dentin Çürüğü ve Tabakaları

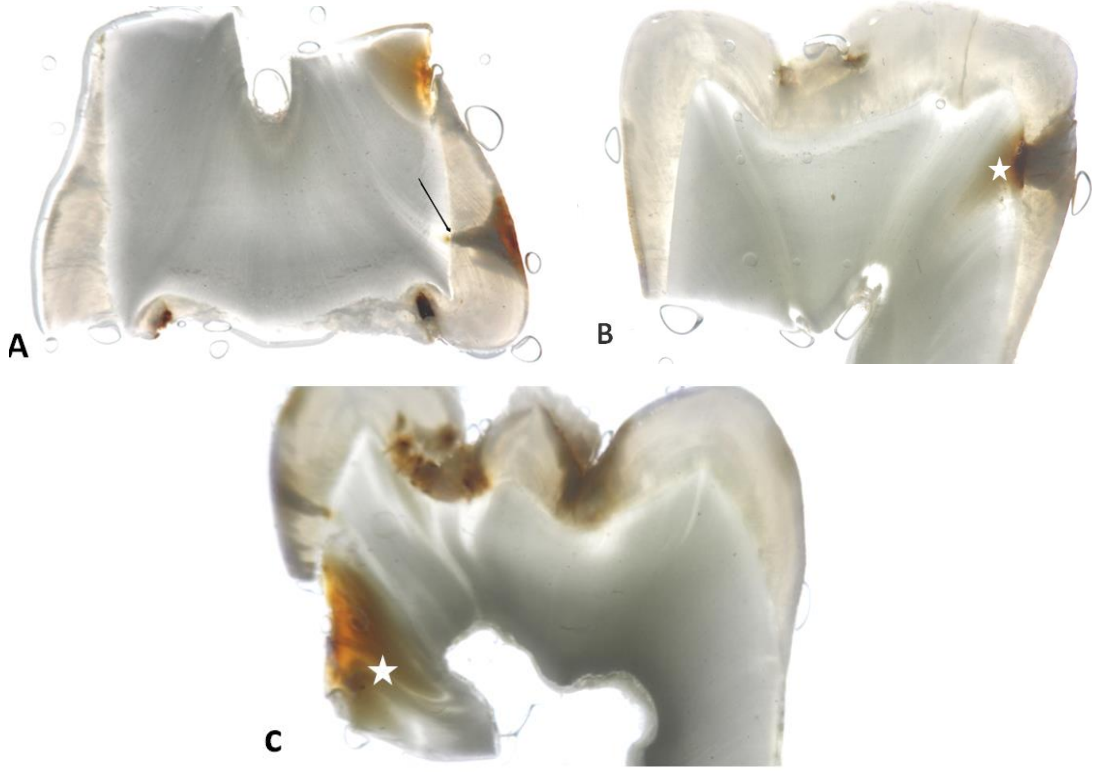
Minedeki çürük remineralize olmadığında ya da tedavi edilmediğinde dentin dokusuna ilerler. Minede demineralizasyonun başlaması nedeniyle pörözite ve geçirgenlik artar, dentin ağız ortamındaki uyarılara açık hale gelir. Dentinin henüz başlangıç düzeyindeki çürüklerde bile, bu uyarılara karşı verdiği ilk yanıt tubuler sklerozistir (Şekil 2.1) [56]. Tubuler sklerozis, dentin tübülleri içinde ve tubüller boyunca mineralizasyon ve dereceli olarak dentin kanallarının

tıkanmasıdır. Tubuler sklerozise yaşın ilerlemesi de neden olabilir [56]. Bu bölgelerde yoğun mineral tabakası homojen bir yapı sağlar ve ışığın geçişini dağıttığı için translusent görünür. Bu alan translusent (transparan) dentin ya da sklerotik dentin olarak ifade edilir.



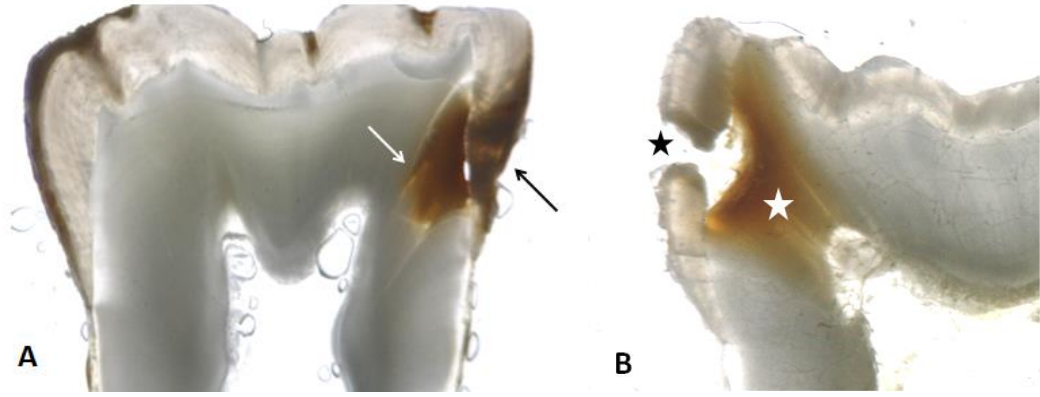
Şekil 2.1 Tubuler sklerozis (ok) ve mine düzeyinde çürük (yıldız) (x10 stereomikroskop görüntüsü)

Çürük mine-dentin sınırına ulaştığında bu sınır boyunca kahverengimsi renk değişikliği ile kendini belli eder. Buradaki renklenmenin biyokimyasal değişiklikler ve ağız ortamından gelen bir takım ajanlar nedeniyle meydana geldiği söylenir. Çürüğün oluşma ve ilerleme hızına göre bu renk farklı tonlarda gözlenir [93,94]. Çürük dentinde, dentinin inorganik madde oranının daha az olması ve dentin kanallarının mikroorganizma ve ürünlerinin daha derin tabakalarına kolayca ilerlemesine olanak sağlayan yapıda olması sonucunda, daha hızlı ilerler [98]. Mine-dentin sınırına (dento-enamel junction/DEJ) ulaşan çürük, hiç bir zaman mine lezyonu ile sınırlı kalmaz, sınır boyunca hızlıca genişler ve sağlam mine dokusunun altından, dentin kanalları boyunca pulpaya doğru ilerlemeye devam eder. Bu şekilde ilerleyen dentin çürüğü, tabanı mine dentin sınırında, tepesi pulpa tarafında olan koni şeklini alır (Şekil 2.2) [67,193].



Şekil 2.2 A.Mine dentin bileşkesini geçen çürük (ok) B.Dentin dış yarısında çürük (yıldız) C.Dentin iç yarısında çürük (yıldız) (x10 stereomikroskop görüntüsü)

Minede kavitasyonun yavaş olması nedeniyle çoğu zaman dentindeki çürük kavitesi demineralize bir mine dokusu ile örtülmüştür (Şekil 2.3) [13,116]. Minede kavitasyon olunca plak bu bölgeye kolaylıkla yerleşir, uzaklaştırılması zorlaşır ve dentini bakteri invazyonuna açık bir hale getirir.



Şekil 2.3 A.İlerlemiş dentin çürüğü (beyaz ok) ve üzerinde devamlılığını koruyan mine (siyah ok) B.Kavitasyon gösteren mine (siyah yıldız) ve dentin çürüğü (beyaz yıldız) (x10 stereomikroskop görüntüsü)

Dentin çürükleri histolojik olarak farklı tabakalar ayrılırlar.

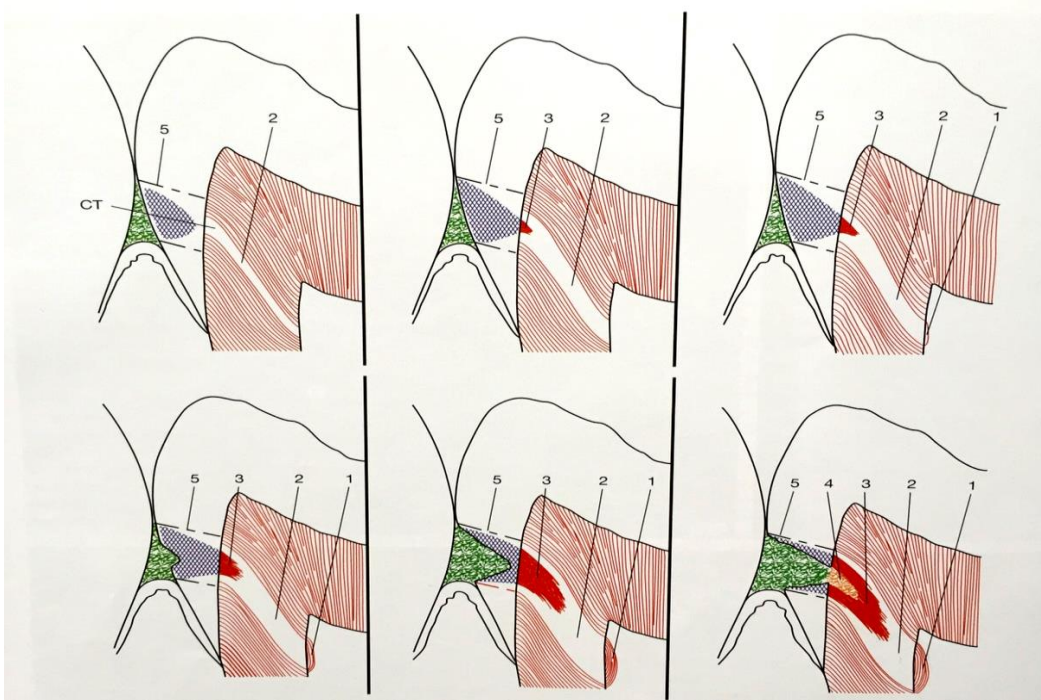
Harabiyet bölgesi, dentin çürüğünün en dış tabakasıdır. Asit ortam nedeniyle dentinin inorganik yapısı yani hidroksiapatit kristalleri yıkılmıştır. Çürük mikroorganizmalarının hidrolaz tipindeki proteolitik enzimlerinin etkisiyle de organik yapı yani kollagen lifler ve mukopolisakkaritler parçalanmışlardır. Kanal içindeki bakterilerin çoğalması ve çevreye yaptıkları basınç nedeniyle kavernler oluşur. Histolojik çalışmalarda dentinden bir iz kalmadığı gözlenmiştir [94,98].

Bakteriyel invazyon bölgesi, intertubuler dentin alanında demineralizasyonun yanı sıra esas madde yıkılmış ve kollagen lifler ufak parçalara bölünmüştür. Mikroorganizmalar dentin tubulleri içinde ve arasında bulunurlar. Odontoblast uzantılarının kaybı nedeniyle tubuler sklerozis gelişmez böylece bakterilerin invazyonu kolaylaşır [30].

Demineralizasyon bölgesi, bakteriyel invazyon bölgesinin hemen altında yer alır. İntertubuler dentinde mineral kaybı vardır. Bakterilerin aktiviteleri nedeniyle oluşan asidik ortamın etkisiyle demineralizasyon gözlenir [14,94].

Saydam Dentin Bölgesi, derin dentin çürüklerinde görülen tabakadır. Odontoblast uzantılarının yerini peritubuler dentin yapısı almıştır. Yavaş gelişen çürüklerde gözlenir [93,94,149].

Dentin canlı bir dokudur ve dentin tübülleri içinde odontoblast hücre uzantıları yer almaktadır. Pulpo-dentinal organın çürüğe karşı geliştirdiği en yaygın savunma reaksiyonlarından biri de reperatif dentin yapımıdır (Şekil 2.4). Dentin tubulleri düzensiz dizilim gösterir ve bu tabaka primer ve sekonder dentin kadar mineralize değildir [56].



Şekil 2.4 Arayüz çürüğünün aşamalarının şematik gösterimi

1. Reaktif dentin
2. Sklerotik dentin
3. Demineralizasyon bölgesi
4. Bakteriyel invazyon ve destrüksiyon bölgesi
5. Periferik yayılma bölgesi

Kaynak: Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management, 2008, 2. Edition Ed, Fejerskov, O., Kidd, E., Blackwell Munksgaard, Oxford

2.1.4. Diş Çürüğünün Morfolojisi

Diş çürüğü; çoğunlukla minenin gelişimsel pit ve fissürlerinde, plak retansiyonu yapan düz mine yüzeylerinde ve kök yüzeylerinde daha kolay ve sık oluşur [95].

Pit ve fissürler ile düz yüzey lezyonları mineden, kök yüzeyi lezyonları ise dentin ya da sementten başlar [40,58].

2.1.4.1. Düz Yüzey Çürükleri

Düz yüzey çürükleri genellikle dişeti yakınında ve ara yüzeylerde oluşan çürükleri ifade eder [162].

Arayüz çürüğü, iki dişin kontak noktaları arasında oluşan çürüktür. Pit ve fissür çürüklerinden sonra, çürüğe en yatkın ikinci alanlardır. Bu bölgeler fiziksel olarak çiğneme kuvvetlerinden korunmuştur [162]. Bununla birlikte tükürüğün tamponlayıcı etkisinin ve temizliğin en zor olduğu alanlardır [115]. Bu bölgede çürükler yavaş olarak gelişir ve klinik olarak görülebilmesi 3-4 yılı alır. Klinikte lezyonlar ilk olarak mine transparansı kaybı sonucu oluşan, opak tebeşirimsi bölge (white spot) şeklinde görülür [49,89]. Bu genellikle kontak noktası ve serbest gingival marjinin en yüksek noktası arasındaki en dış mine yüzeyinde meydana gelir [67]. Minede ilerleyen çürük, mine prizmalarının doğrultusunda bir yapılanma gösterir [98,193]. Çürük minede ilerledikçe tepesi mine dentin birleşiminde, tabanı arayüze bakan bir üçgen konfigürasyonu gösterir (Şekil 2.5) [67].



Şekil 2.5 Tepesi mine dentin bileşimine, tabanı arayüze doğru üçgen konfigürasyon gösteren mine çürüğü (siyah ok). (x10 stereomikroskop görüntüsü)

2.2. Çürük Tespitinde Kullanılan Yöntemler

Geleneksel Yöntemler: Gözle, sondla ve radyografik yöntemle yapılan muayene ve geçici diş seperasyonu.

Günümüzde kullanılan teknolojiler: Dijital radyograflar, lazer floresans, elektriksel iletkenlik (ECM), fiber optik transülünasyon (FOTI), dijital fiber optik transilünasyon (DIFOTI).

Yeni Geliştirilen Teknolojiler: Alternatif akım empedans spektroskopisi, kantitatif ışık etkili floresan (QLF), ultrasonografi, kızıl ötesi termografi, Light-emitting diode yöntemi, Tuned Aperture Computed Tomography yöntemi (TACT), mikro-bilgisayarlı tomografi (M-BT)

2.2.1.Görsel Muayene

Görsel muayene ile çürük teşhisi iyi bir aydınlatma, temiz ve kurutulmuş diş yüzeylerinin olmasını gerektirir [95]. İyi aydınlatılmış ve iyi kurutulmuş bir ortamda keskin gözle yapılan görsel muayene, çürükten daha ziyade defektler için uygun olan sivri bir sond ve ayna yardımıyla yapılan muayeneden daha başarılı olabilir [189]. Bu yöntem bukkal ve lingual çürükler ile kavite oluşmuş oklüzal çürüklerin teşhisinde kullanışlı olmasına rağmen; kavite oluşmamış oklüzal çürüklerin ve kontak noktaları altındaki aproksimal çürüklerin teşhisinde yeterli değildir [1,176]. Görsel muayene yüksek spesifisite, düşük sensitivite ve tekrar edilebilirlik değerlerine sahiptir [17].

2.2.2. Sondlama

Dental sond kullanımı tanı doğruluğunu artırmamakla birlikte özellikle sivri uçlu sondların kullanımı yanlış pozitif tanıların koyulmasına yol açar. Enfekte bölgeden başka bir bölgeye karyojenik mikroorganizmaların taşınmasına neden olabilir. Sondlama baskısıyla başlangıç çürükleri kaviteye dönüşebilmekte, bilhassa oklüzal çürüklerin ilerlemesini hızlandırabilmektedir. Yalnız başına

kullanıldığında görsel muayeneden daha doğru sonuç vermez [44,81,91]. Bundan dolayı çürük teşhisinde sond, çürük lezyonların yüzeyel özelliklerini kontrol etmek, plak ve birikintileri uzaklaştırmak için kullanılabilir. Kaviteasyonların değerlendirilmesinde künt uçlu sondlar kullanılmalıdır [189]. Sond kullanımında uygulanması gereken hafif basıncın, ağrı ve harabiyet oluşturmadan, tırnağa uygulandığında beyazlatma meydana getirecek kuvvet kadar olması gerektiği bildirilmiştir [80].

2.2.3. Geçici Diş Seperasyonu

Diş seperasyonu arayüzeylerdeki şüpheli alanların incelenmesine imkân veren bir yöntemdir. Elastik ortodontik seperatörler dişlerin kontak alanlarının bulunduğu bölgeye yerleştirilir ve 2-3 gün beklenir. Kontak alanlarındaki açılma bölgenin klinik olarak görülmesini ve sondlanmasını kolaylaştırır [42]. Ucuz bir yöntemdir ancak ikinci bir seans gerektirir [12]. Çürük indeksi düşük yüksek motivasyonlu hastalara uygulanabilir [180]. Yapılan çalışmalarda geçici diş seperasyonunun kaviteasyon göstermeyen mine lezyonlarının teşhisinde radyograf alınmayan ya da seperasyon yapılmayan klinik muayeneden daha başarılı olduğu gösterilmiştir [74,132]. Başka bir çalışmada ise kaviteasyon gösteren mine çürüklerinin %50 sinden fazlası seperasyondan sonra tespit edilmiştir [75].

2.2.4. Radyografi

Radyograflar çürük tespitinde görsel muayene ve sondlamaya yardımcı olarak sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Radyografik görüntülemenin temeli, çürüğün ilerlemesi ile birlikte mine ve dentinde ortaya çıkan mineral kaybının x-ışınlarının geçişine izin vermesi (atenüasyonun azalması) esasına dayanır [42]. Çürüğün radyografik tespiti için yaklaşık olarak %40 mineral kaybı gerektiği ifade edilmiştir [182]. Mine dentin bileşkesini geçen çürükler radyograflarla rahatlıkla teşhis edilebilirler [19]. Arayüzeylerdeki çürük lezyonlarının radyografik tespiti,

radyografik densitede yeterli değişikliğe neden olacak mineral kaybına dayanmaktadır.

Bu yöntem çeşitli dezavantajlar içerir. Posterior dişlerin arayüzeyleri geniştir ve başlangıç lezyonlarındaki ufak miktardaki mineral kayıpları sağlıklı mine dokusu arasında kalacağından radyografya genellikle tespit edilemez. Ayrıca mine iç yarısındaki çürükler histolojik olarak dentine geçmiş olsa bile radyografya tespit edilemeyebilirler. Bununla birlikte, radyografya çürük ve çürük olmayan demineralize alanlar (hipoplaziler) ayırt edilemeyebilir [57]. Çürüğün aktif olup olmadığı ve kavitasyon varlığı da radyografik olarak belirlenemez. Derin çürükler, radyografik olarak kavitasyon olabileceğini düşündürür [57]. Projeksiyon hatalarına bağlı olarak ya da mach-band effect ve servikal burn out nedeniyle yanlış pozitif kararların alınması söz konusu olabilir [25,39,42]. Kullanılan teknik, hatalı açılmalar, uygun olmayan dozlar, sistem hataları, hastaya bağlı durumlar ve distorsiyonlar da radyografik tanıyı olumsuz etkiler. Radyografik inceleme çok dikkatli bir biçimde yapılmalıdır. Ayrıca bu konuda hekimin eğitimli ve tecrübeli olması önemlidir [41].

Bitewing tekniği ile alınmış radyografiler, çürüğün radyolojik olarak tespit edilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Önceleri daha çok arayüz çürük teşhisi için kullanılan bu radyografya, oklüzal çürük teşhisi için de kullanılır.

2.2.4.1. Bitewing Tekniği

Bitewing radyografya, erken dönem arayüz çürüklerinin tespit edilmesinde, klinik olarak gözlenemeyen saklı çürük “hidden caries” tespitinde ve mevcut çürük lezyonlarının derinliğinin belirlenmesinde özellikle kullanılan bir radyografi tekniğidir [57]. Bu radyografya oklüzal ve arayüzlerdeki çürük tespitinde sensitivitesi yüksek bulunmuştur. Ancak arayüz mine çürüklerindeki geçerliliği daha düşük bulunmuştur. Özellikle oklüzal çürüklerde süperpozisyon nedeniyle çürüklerin gizlenmesi, oklüzal mine çürüklerde sensitivitesini oldukça düşürmektedir [53,118]. Yine literatüre bakıldığında radyografya genel olarak yüksek spesifisite ve düşük sensitiviteye sahip oldukları söylenebilir [42].

Bitewing görüntüleri konvansiyonel filmler ve dijital sensörler ile elde edilebilir. Bitewing tekniğinin uygulanmasında izlenmesi gereken bazı kurallar vardır; bunun için ağız kapalı iken, oklüzal düzlem yere paralel, sagittal düzlem yere dik olacak şekilde hasta pozisyonlandırılır. Film/sensör, incelenecek olan dişleri kapsamalı ve üst ve alt çene dişlerinin kronlarına paralel olacak şekilde yerleştirilmelidir. Film/sensör, hasta *bitewing tab* veya *bitewing holder*'i ısırdığında stabilize olmalıdır. Merkezi ışın alt ve üst dişlerin temas ettiği düzlemde +5 ila + 10 derece arasında ve dişler arasındaki kontak bölgeleri boyunca gönderilmelidir. X ışınlarının filmin tüm yüzeylerini etkilemesini sağlamak için merkezi ışının filmi ortalaması sağlanmalıdır. Aksi halde "kısmi imaj" veya "cone cut" oluşur [67]. Bitewing tekniğinde, filmi stabilize etmek için film tutucular kullanılabilir. Film tutucu kullanımı, film stabilizasyonunu artırır ve merkezi ışın için referans oluşturmak suretiyle süperpozisyonu azaltarak tekniğin başarısını artırır.

2.2.4.2. İntraoral Filmler

Geleneksel radyografiler intraoral filmler ile elde edilir. Periapikal ve bitewing filmlerle alınan radyograflar çoğu kişi tarafından bilinen, kolay temin edilebilen ve doğru uygulandığında çoğu dental gereksinimi karşılayabilecek kalitede görüntü veren yöntemlerdir. Hasta profiline ve kullanılan tekniğe göre değişik ebatlarda (0,1,2,3 numara vb.) üretilmişlerdir.

İntraoral filmler yapı olarak 4 kısımdan oluşur. Bunlar baz tabakası, yapıştırıcı tabaka, emülsiyon tabakası ve koruyucu tabakadır.

Baz tabakası: Yaklaşık 0,2 mm kalınlığında, esnek, ve şeffaf bir yapıdadır. Bu tabaka hassas emülsiyon için stabil destek sağlar. Polyester polietilen ya da selüloz asetatından yapılmıştır. Homojen yapıdadır ve gözle görülen hiç bir oluşum içermez. Ancak firmalar imajın daha rahat görünmesini sağlamak, kontrastı vurgulamak ve imaj kalitesini artırmak için baz tabakasını mavi renkte üretirler. Isıya, neme ve banyo solusyonu içindeki kimyasal maddelere dayanıklıdır. Film banyo edilirken boyut değiştirmeyen özelliğe sahiptir.

Yapıştırıcı tabaka: Emülsiyonun baz tabakasına yapışmasını sağlar.

Emülsiyon tabakası: Görüntünün oluştuğu tabaka emülsiyon tabakasıdır ve iki temel kısımdan oluşur. Bunlar; gün ışığına ve x-ışınına duyarlı gümüş halid kristalleri ile bu kristalleri içerisinde barındıran ve homojen bir şekilde dağılımını sağlayan jelatin yapıdaki taşıyıcı maddedir. Gümüş halid kristalleri gümüş bromür (AgBr %90-99'u) ve gümüş iyodürden (AgI %1-10'u)den oluşur. AgI miktarı artırılırsa film duyarlılığı artar. Jelatin tabakası, banyo solusyonlarını emer ve gümüş halid kristellerinin kimyasal reaksiyona girmesini sağlar. Emülsiyon tabakası baz tabakasının tek yüzeyine sürülürse tek emülsiyonlu, her iki yüzeyine sürülürse çift emülsiyonlu filmler olarak ifade edilir. Çift emülsiyonlu filmlerde kullanılan radyasyon miktarı daha az, tek emülsiyonlu filmlerde görüntü daha nettir.

Koruyucu tabaka: Emülsiyon üzerine yerleştirilen ince ve şeffaf bir tabakadır. Çoğunlukla saf jelatin içerir. Emülsiyonu dış etkilere korur. Banyo işlemi sırasında sertleşerek filmi dayanıklı hale getirir [68].

2.2.4.2.1. Film Hızı

Filmin x-ışınlarına duyarlılığının bir ifadesidir. Filmde imajın oluşması için kullanılması gereken ekspozür süresini ifade eder. Diğer bir ifadeyle standart dansitede görüntü elde etmek için gereken radyasyon miktarıdır. Film hızında gümüş halid kristallerinin boyutları etkilidir. Kristaller ne kadar büyük olursa film o kadar hızlı olur. Bunun dışında emülsiyon tabakasında gümüş iyodür ve kükürt bileşeninin varlığı, emülsiyon tabakasının kalınlığının fazla olması ve filmin çift emülsiyon tabakasına sahip olması filmin hızını artıran faktörlerdir. Film hızı belirtilirken alfabetik sıra (A,B,C,D,E,F,) kullanılır. "A" en yavaş, "F" en hızlı filmleri gösterir. Çoğunlukla pratikte "D" ve "E" grubu filmler kullanılır. E grubu filmler D grubundan 2 kat daha hızlıdır [68]. F hızındaki film D hızındaki filmde %60 daha duyarlıdır [48].

Günümüzde imal edilen E ve F grubu filmlerin netliği oldukça iyidir ve daha az radyasyon gerektirmeleri nedeniyle diş hekimliğinde kullanılması tavsiye edilen film tipleridir.

2.2.4.3. Dijital Radyografiler

Günümüzde konvansiyonel radyografilerin yerine dijital görüntüleme yöntemlerinin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Hasta, geleneksel radyografilerde olduğu gibi, bu teknikte de x-ışınına maruz kalır, ancak elde edilecek görüntü, banyo işlemlerinden geçtikten sonra değil, dijital ortamda oluşturulur [194]. Dijital görüntüleme tekniği ile elde edilen görüntülere, film veya radyograf değil, “imaj” denir. Dijital görüntülemede intraoral film yerine bir sensör (küçük bir detektör) hasta ağızına yerleştirilir ve konvansiyonel radyografide olduğu gibi, x-ışınları bu sensöre çarpacak şekilde yönlendirilir. Sensörün yüzeyinde bir elektronik şarj oluşur. Bu elektronik sinyal dijitalize edilir veya dijital forma dönüştürülür [128]. Dijital sensör bu bilgiyi bilgisayara aktarır. Görüntü, sensör tarafından dijitalize edildikten sonra bilgisayarda işlenir. Görüntüyü elektronik olarak depolayıp saklamak için yazılım kullanılır. Saniyeler içinde görüntü ekranda belirir, yorumlama ve tanı için görüntü güçlendirme işlemleri yapılabilir [128].

Dijital görüntülemede, görüntü elde etmek için daha az radyasyon kullanılır. Çünkü sensör, filme oranla x-ışınlarına daha duyarlıdır. Konvansiyonel radyografide kullanılan E-grubu filme oranla x-ışını miktarını %50–90 azaltarak dijital görüntü elde etmek mümkündür. Görüntü bilgisayarda kalıcı olarak depolanabilir, çıktısı alınabilir, elektronik ortamda başka kullanıcılara (sigorta şirketleri, hastanın diğer hekimi gibi) gönderilebilir [179].

Dijital intraoral sistemlerin değerlendirildiği çalışmalarda dijital görüntülerin doğruluk değerleri intraoral sistemlere benzer bulunmuş, bununla birlikte konvansiyonel yöntemlere göre pek çok avantajının bulunması dijital sistemlere geçişi desteklemiştir.

2.2.4.3.1. Dijital Radyografinin Avantaj ve Dezavantajları

Dijital sistemlerin aşağıda sıralanan pek çok avantajı vardır.

Dijital sensörlerin x-ışınlarına karşı daha duyarlı olması hastaya verilen radyasyon dozunun azalmasını sağlar [59]. F hızındaki filmlerle kıyaslandığında fosfor plaklarda %0-80 arasında CCD sistemlerde %52 oranında radyasyon

dozunda azalma olduğu bulunmuştur [129,181]. Dijital intraoral radyografilerle alınan doz E hızındaki filmlerden %90 ila %60 oranında daha azdır [54,117].

Daha kısa kısa sürede görüntü elde edilir ve hekimin radyografik işlemler için harcadığı süre azalır. Kablolü sistemlerle fosfor plaklara göre daha kısa sürede görüntü elde edilir.

Banyo solusyonlarına ihtiyaç yoktur böylece kimyasal atık oluşmaz.

Kullanımı kolaydır ve muayenehanede az yer kaplar.

Banyo hatalarına bağılı film tekrarları ortadan kalkar.

Dinamik aralıklarının yüksek olması nedeniyle uygun olmayan dozların verilmesine bağılı oluşan film tekrarları nadirdir.

Elde edilen görüntülerin kontrast ve parlaklık ayarları yapılabilir, görüntü filtreleri kullanılarak diagnostik değerleri artırılabilir. Görüntüyü renklendirmek ve negatifini elde etmek, görüntünün istenilen bölgesini büyütüp ayrıntılı inceleme yapmak, görüntüler üzerinde açı ve uzunluk ölçümü yapmak mümkündür.

Standardizasyon sağlanarak elektronik arşivleme yapılabilir. Böylece tedavi öncesi ve tedavi sonrası görüntüleri karşılaştırılabilir. Ayrıca DDR sistemlerinin bazılarında bulunan ağız içi kamera sistemi ile ağız içi video görüntüleri elde edilebilmekte, DDR ve video görüntülerinin elektronik transferi yapılabilmektedir.

Hastanın eğitimi ve iletişimde etkili olarak kullanılır. Bilgisayar ekranının filme göre daha büyük olması, bunda önem taşır [5,6,16,35,50,179].

Dijital sistemlerin dezavantajları ise şunlardır:

Intraoral sensörlerin daha hacimli ve sert olması ağız içinde uygulanmasını güçleştirir. Ancak fosfor plakların ince ve esnek yapısı rahat kullanımı sağlar. Damak derinliği az veya alveol kavsi dar olanlarda, rubber-dam kullanılan hastalarda sensörün yerleştirilmesi zor olabilir.

Cihazların başlangıçta kurulum maliyeti daha yüksektir. Sensörlerin belli bir zaman aralığında yenilenmesi, servis ve bakım yapılması maliyeti artırır.

Çözünürlüğü konvansiyonel filmlerle benzer bulunduğu çalışmalar mevcuttur ancak daha düşüktür.

Enfeksiyon kontrolü konvansiyonel yöntemlerden daha güçtür. Sensörler klasik yöntemlerle steril edilemezler, solusyonda bekletilmeden silinerek dezenfekte edilebilirler. Plastik koruyucu kılıf kullanılmasına rağmen bakteri kolonizasyonu gösteren çalışmalar mevcuttur [85].

Yazıcıdan alınan görüntülerin baskı kalitesi ekran görüntüsünden daha kötüdür. Kullanılan yazıcının da etkisi olmakla birlikte görüntülerin dijital ortamda transfer edilmesi tavsiye edilmektedir [5,6,16,50,179].

2.2.4.3.2. Dijital Görüntüleme Tipleri

Literatürde dijital sitemlerin, direk ve indirek sınıflandırılmasıyla ilgili bir karışıklık mevcuttur. Genel olarak kablolu sensörlerin (CCD, CMOS/APS, CID) ve kablosuz sensörlerin (fosfor plaklar) kullanıldığı 2 ayrı dijital görüntüleme tipi vardır. Sınıflandırmada yaşanan problem, bu farklılığın hangi görüntüleme tipi altında toplanacağı ile ilişkilidir. Yazarların bir kısmı, kablo ile bilgisayara bağlı olan dijital sistemleri, direk dijital sistem ve fosfor plakları, indirek dijital sistem olarak sınıflandırmışlardır. Bunun nedeni, fosfor plak sistemlerinde lazer okuyucuya ihtiyaç duyulmasıdır. İndirek sistem denildiğinde, konvansiyonel filmlerin görüntüsünün, tarayıcı ya da video kamera yardımıyla dijital ortama aktarılması anlayışını kabul eden görüşler ise direk dijital görüntü elde edildiği için, fosfor plak sistemlerini de direk dijital sistemler adı altında ele almayı doğru bulurlar. Tüm bu karışıklığı önlemek amacıyla fosfor plakları ‘yarı direk sistem’ terimi altında kabul edenler de vardır. Günümüzde, bilgisayara direk bağlı olan solid-state sistemler ve fosfor plak sistemler şeklinde yapılan sınıflandırma, daha az karışıklığa yol açtığı için, daha çok tercih edilmektedir [24].

2.2.4.3.3. Dijital Görüntüleme Komponentleri

Direk dijital sistem bir takım komponentlerden oluşur [59]. Bunlar sırasıyla;

1. X-ışını kaynağı,
2. İntraoral sensör
3. Analog-to-digital converter” (A/D converter veya digitizer) ile birlikte Bilgisayar (monitör ve/veya yazıcı) [16,59,65].

2.2.4.3.3.1. X-ışını Kaynağı

Dijital radyografi sistemlerinin çoğunluğunda konvansiyonel dental x-ray cihazları x-ışını kaynağı olarak kullanılmaktadır. Röntgen cihazı 50-90 kVp (ortalama olarak 65-70 kVp) arasında olabilir [50]. Konvansiyonel x-ışını kaynağı dijital görüntüleme sistemleri ile uyumludur ancak saniyenin 1/100'ünde ışınlamayı gerçekleştirecek x-ray cihazı "timer" ın adapte edilmesi gerekmektedir [67].

2.2.4.3.3.2. İntraoral Sensör

Hasta ağzına yerleştirilen ve görüntüyü depolayan küçük dedektörlerdir. Sensör intraoral dental film yerine kullanılır. Konvansiyonel radyografilerde olduğu gibi x-ışını, sensörü hedefleyecek şekilde pozisyonlandırılır [67]. Konvansiyonel filmlerden en önemli farkı x-ışınlarına karşı daha hassas olmasıdır. Bu sayede hatalardan doğan film tekrarları ve hastaya verilen radyasyon dozu daha az olmaktadır

Sensörler, sistemin kablolu veya kablosuz olması bakımından sınıflandırılırlar. Solid state sistemlerde sensörler fiber optik bir kablo ile bilgisayara bağlıdır ve ışınlamayı takiben ekranda görüntü oluşur. Fosfor plaklarda ise sensörde oluşan gizli görüntü (latent imaj) lazer okuyucudan geçirilerek görülür hale getirilir.

2.2.4.3.3.2.1. Kablolu Sensörler (Solid state sistem dedektörleri)

Bunlar kablolu sistemler olup şuan için 3 tipten oluşmaktadır. Ayrıca hasta, kablo uzunluğunun yeteceği alan içinde konumlanmış olmalıdır.

1.CCD (Charge Coupled Device)

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

3.CID (Charge Injection Device)

Bu sensörlerin temel klinik özelliği görüntünün hızla elde edilebilmesidir. İntraoral sensörler elektronik bileşenlerinin tükürükten korunması için plastikte

kaplıdır. Bu nedenle sensörün aktif alanı toplam yüzey alanından küçüktür. Hacimli olmaları, çoğu sensörün veriyi bilgisayara iletmek için kablo içermesi ve hasta ağzında konumlandırılmasının güç olması dezavantajlarıdır [127]. Aktif görüntüleme alanı yaklaşık intraoral film boyutlarında olan sensörler de üretilmiştir. Ancak bu sensörlerde matris (toplam piksel sayısının) artmasıyla maliyet de artmıştır.

CCD (charge-coupled device)

İlk direk dijital radyografi olarak diş hekimliğine giren CCD sistemi Radiovisiographydir (RVG) (Trophy Radiology, France) [126]. CCD sensörler, ince bir tabaka silikon çip içerir ve üzerinde x-ışınına duyarlı bir sintilasyon tabakasına sahiptir. Silikon düzenli yerleşim gösteren piksellerden oluşan matrisi içerir. Dijital görüntüyü oluşturan resim elementi piksel olarak adlandırılır. Pikseller, konvansiyonel filmde kullanılan gümüş kristallerinin dijital eşdeğeridir. Gümüş kristallerinin emülsiyon içinde, rastgele, düzensiz dağılımına karşın, piksel düzenli bir yerleşim gösterir [62]. Sintilasyon tabakasında x-ışını ışığa dönüşür ve oluşan ışık silikona ulaştığında fotoelektrik olay meydana getirerek elektronik şarj paketleri oluşturur. Her bir şarj paketi, pikselle ilişkilidir [59,187]. Her bir piksel dizilimi, kendisiyle reaksiyona giren elektron sayısı ile orantılı elektronik şarj içerir ve matristeki piksellerden oluşan şarj paterni latent imajı oluşturur. Şarj veri yükselticiye transfer edilir ve analog-dijital dönüştürücüye voltaj olarak nakledilir [187]. Her bir pikselden voltajlar örneklenir ve gri seviyeyi temsil eden sayısal bir değer atanır [8]. Bilgisayara aktarılan latent imaj depolanarak, ekranda görünür imaj haline getirilebilir veya bir kâğıda basılabilir. X-ışınının uyarılması ile CCD sensör görüntüyü otomatik olarak oluşturduğu için, görüntünün rezolüsyonu, CCD sensörü içinde toplanabilen kısıtlı sayıdaki piksel sayısı ile sınırlı kalmaktadır [111].

CMOS Complementary Metal-Oxide Semicond

CCD lerden temel olarak piksel şarjlarının okunması bakımından farklıdır. Her bir piksel, yanındaki pikselden bağımsızdır ve direk olarak transistöre bağlıdır [187]. Bu nedenle CCD sistemlerindeki parlama problemi oluşmaz [24]. CCD gibi, absorbe edilen x-ışını enerjisi miktarınca piksel içinde elektrik şarjı oluşur.

Bu şarj transistöre küçük bir voltaj olarak transfer edilir [187]. Her bir transistördeki voltaj ayrı olarak saklanır, okunur ve dijital bir gri değer olarak gösterilir [188]. Daha az elektrik enerjisi harcar ve CCD sistemlere göre daha ucuzdur [188]. CCD ve CMOS sensörlerle elde edilen görüntülerin kalitesi eş değerdir [97].

2.2.4.3.3.2.2. Kablosuz sensörler -Fosfor Plaklar

Bu plaklara “photostimulable phosphor da” (PSP) denir. İlk defa 1994 yılında Digora ile PSP sistemler dental radyolojide yer bulmuştur [159]. PSP sistemlerinde görüntüyü oluşturmak için kablosuz, ince ve esnek fosfor plaklar kullanılır [59].

Fosfor plaklar x-ışınından enerji absorbe eder, depolar ve daha sonra başka bir ışıkla(lazer) uyarıldığında bu enerjiyi ışık olarak serbest bırakırlar. Bu özellik fosforesans ya da fotoluminesans olarak adlandırılır.

Radyografik görüntüleme için kullanılan fosfor plak materyali, öropidyum (Eu) katkılı baryum florohalidtir (BaFX:Eu⁺²). Genel formülde yer alan X; Cl, Br ve I halojenlerinden herhangi biri olabilir. Baryum florohalid 0.5 mm kalınlığında esnek bir plastik materyali üzerine ince bir tabaka olarak yayılmıştır. Fosfor plak, ekspoz edildiğinde, iyonize olan ve latent imaj oluşturan bir yüzey özelliğindedir. Gelen x-ışını, Eu⁺² iyonlarıyla etkileşerek bir elektron serbestleştirir ve Eu⁺³ iyonlarının oluşumunu sağlar [43].



Bu olay sonucunda meydana gelen hareketli serbest elektronlar F (forbidden zone) merkezlerinde yakalanır ve yarı kararlı tabakada tutulmuş olur [43]. F merkezleri elektronlar tarafından doldurulmuş anyon boşluklarıdır [72]. Burada yakalanan elektronların sayısı o bölgede absorbe edilen x-ışınıyla orantılıdır ve bu elektronlar, latent imajı oluştururlar [43].

Bu noktada sık yaşanan terminoloji kargaşasına bir açıklama getirmek gerekir. “P” (phosphorus) simgeli fosfor elementi, fosfor plak yapısında ön planda değildir ve ingilizcede “phosphor” ve “phosphorus” olmak üzere 2 farklı kelime bulunur. “Phosphorus” kimyasal element olan “P” yi, “phosphor” ise lüminifor

maddeleri ifade eder. Fosfor plak ile, içindeki lüminifer madde vurgulanır. Kısaca, BaFX:Eu⁺² kristalinde kullanılan “Eu” lüminisansa (ışıldama) sebep olur ve bu maddeye vurgu yapılır [112].

Latent imaj taşıyan fosfor plak, tarayıcıda lazer ışınıyla uyarılır. Böylece fosfor plaktan depolanmış olan enerji dışarı ışık olarak yansır. Bu ışık photomultiplier tüpe iletilir. Photomultiplier tüp ışığı elektronik sinyallere dönüştürür ve voltaj oluşur [187]. Voltaj sinyali analog-dijital dönüştürücüsü ile sayılır, depolanır ve dijital görüntü olarak gösterilir. Bu süreç birkaç saniye ya da birkaç dakika sürebilmektedir.

Daha sonra ekspoz edilmiş fosfor plak, üzerinde kalan artık görüntünün uzaklaştırılması için yüksek yoğunluklu ışığa maruz kalır ve artık görüntü silinir. Bu işlem plağın 1- 2 dk negatoskop ışığında bekletilmesiyle de gerçekleştirilebilir ancak lazer tarayıcılar da bu işlemi otomatik olarak gerçekleştirmektedir [184]. Bu şekilde başka çekime hazırlanan fosfor plak defalarca kullanılabilir.

Fosfor plaklarla görüntüleme işlemi yapılırken okuma işlemi hemen yapılmalı ve x-ışınına maruz kalan kristal yapı bekletilmemelidir [24]. Işınlama sonrasında tutulan elektronlar zaman geçtikçe kendiliğinden salınmaktadır ve okuma işlemi geciktiğinde görüntüde bozulma meydana gelir [161]. Fosfor plak ışınlamayla en yüksek enerjiye sahip olur ve hemen ardından elektron kaybeder. Işınlamayı takiben 10 dk ila 8 saat içerisinde enerjisinin %25 inden fazlasını kaybeder [87,110]. Elektron kaybı ışınlamadan hemen sonra en fazladır. Bu oran depo fosfor bileşimine ve ortam ısısına bağlı olarak değişebilir [43]. Yeterli ekspoz edilen görüntüler 12-24 saat depolanabilirken düşük ekspoz edilen plaklarda görüntü kaybı meydana gelir. Görüntü kaybının ayrıca bir nedeni de plağın hazırlanması sırasında yoğun çevre ışığına maruz kalmasıdır. Fosfor plakların kullanımı sırasında yarı karanlık odaların kullanılması önerilmektedir.

Fosfor plakların analog filmlere benzer boyut, şekil ve esneklikte olması solid state sensörlere göre ince ve kablosuz olması ve dinamik aralığının geniş olması kullanım kolaylığı sağlar. Dinamik aralık, görüntü kalitesinde herhangi bir bozulma olmaksızın sensörde görüntü oluşturabilen maksimum ve minimum doz aralığıdır [150]. PSP sistemlerin dinamik aralığı radyografik filmlere göre

oldukça geniştir [32] ve bu durum geniş bir ışınlama aralığı sağlar. Böylece, az veya çok dozla ışınlanmış görüntüler, eninde sonunda uygun dozda ışınlanmış gibi uygun densitede görüntülenir. Bu sayede yanlış ekspoz tekniğine dayalı film tekrarı nadir olur. Dinamik aralığının geniş olması PSP sistemleri film ve solid state sistemlerden üstün kılar.

PSP sistemle ulaşılan bu serbestlik sayesinde, CCD sistemlerde gerekli olandan daha az radyasyonla görüntü oluşumu sağlanır [59]. Bu plakların rezolusyonu yüksek olduğu için tanısal kapasiteleri daha yüksektir.

2.2.4.3.3. Analog-dijital dönüştürücü (A/D converter veya digitizer) ile birlikte Bilgisayar

Elektronik sensör tarafından alınan bilgiler bilgisayara analog bilgi olarak sunulur. Bu bilginin bilgisayar tarafından yorumlanabilmesi için dijital forma dönüştürülmesi gerekmektedir. Dijital sinyaller ise 0 ve 1 rakamlarının oluşturduğu ikili sayı sistemiyle ifade edilmektedir. İkili sayı sisteminde 0 ve 1 lerin her birisi “bit” olarak adlandırılır. İkili sayı sisteminde bitler yana yana gelerek anlamlı kelimeleri oluştururlar. Örneğin sekiz bitlik kelime bir “byte” olarak isimlendirilir ve bir “byte” ile ifade edilebilecek olası kelime sayısı $2^8 = 256$ ’dır. Bir A/D dönüştürücüdeki bit sayısı ölçüm hassasiyetini belirleyen en önemli faktörlerden birisidir. Bit sayısının fazla olması analog bilginin sayısala çevrilmesi sırasında ortaya çıkabilecek veri kayıplarını en aza indirger. A/D dönüştürücü, dedektör sistemlerinden alınan analog sinyalleri bilgisayar tarafından tanınan sayısal verilere dönüştürür. Çıkış sinyallerinin voltajları ölçülür ve voltaj yoğunluğuna göre numara verilir. Bu numarasal tayinler 256 gri gölgeye çevrilir [127].

Bilgisayar gelen elektronik sinyalleri kayıt etmek için kullanılır. Bilgisayar sensörden gelen elektronik sinyalleri bilgisayar ekranında görülen gri tonlarına çevirmekten sorumludur. Her bir piksel bilgisayarda gri tonunun lokalizasyon ve derecesi ile ilgili sayısal değer oluşturur. Bu sayısal aralık 256 gri tonu oluşturan 0-255 arasında değişir.

Bilgisayar monitörü görüntünün hemen oluşmasına imkân verir. Görüntü 0,5 -120 saniye içinde bilgisayar monitörüne geleneksel film işleminin gerektirdiğinden daha az sürede kaydedilir. Görüntü kaydındaki bu hız cerrahi implantların yerleştirilmesi veya kanal enstrumantasyonu gibi durumlarda oldukça yararlıdır. Görüntü daimi olarak bilgisayarda saklanabilir, hastaya kopyası verilebilir veya elektronik olarak iletilebilir [67].

Çeşitli bilgisayar görüntüleme özellikleri dijital görüntüleme sistemleri ile birlikte bulunmaktadır. Dijital sistemlerde split ekran teknolojisi önemli rol oynamaktadır. Bu teknoloji hekime aynı ekranda pek çok görüntünün görülmesi ve karşılaştırma imkânı vermektedir. Bu özellik çürük ve periodontal hastalık ilerlemelerinin değerlendirmesi ve karşılaştırılmasında yardımcıdır. Örneğin çürük ilerlemesi peş peşe alınan bitewing görüntüleri ile karşılaştırılabilir. Dijital sistemler orijinal görüntüsünden dört kat daha büyük görüntü imkânı da sağlarlar. Bu özellik de dişlerin apikal bölgesinin değerlendirilmesinde faydalıdır [67]. Bilgisayar monitörünün çözünürlüğü luminansı, bit derinliği, nokta sayısı, görüntüleme boyutu gibi özellikler görüntü kalitesini etkiler [84].

Görüntü iyileştirme elde edilen dijital görüntünün optimize edilmesi işlemidir. Kontrastın artırılması, parlaklığın optimize edilmesi, detayın artırılması ve filtreleme yardımıyla gürültünün azaltılması görüntü iyileştirme kapsamındadır. Kontrast ayarlarının görüntü kalitesini artırdığını [69,113] gösteren çalışmaların yanında tam tersini ifade eden çalışmalar da mevcuttur [73,171]. Radyografteki yüksek frekanslı gürültüyü azaltmak için düzgülendirme filtresi bulanıklığı ya da düşük frekanslı gürültüyü azaltmak için de keskinleştirme filtresi kullanılır. Bu filtreler doğru ve yeterli olarak kullanıldığında radyografın görüntü kalitesini artırır.

Görüntünün basımında film ve kâğıt kullanımı söz konusudur. Lazer, inkjet ve boya sublimasyonu teknolojisi kullanan yazıcılar mevcuttur. Boya sublimasyon yazıcılar ile elde edilen görüntüler analog filmlere yakın kalitededirler, ancak pahalıdır. Aynı şekilde lazer yazıcılar da yüksek baskı çözünürlüğüne sahip fakat pahalı cihazlardır. En ekonomik alternatif yazıcılar inkjet teknolojisidir. Tavsiye edilen görüntülerin monitörde değerlendirilmesidir.

2.2.4.3.4. Dijital Radyografide Rezolüsyon

Herhangi bir görüntüleme sisteminin, birbirine yakın objeleri ayırt edebilme kapasitesine, o sistemin rezolüsyonu denir. Dijital görüntüleme iki çeşit rezolüsyondan bahsedilir:

1.Kontrast rezolüsyonu (gri skala derecesi, dinamik aralık)

2.Uzaysal rezolüsyon (piksel sayısı)

Kontrast rezolüsyonu, radyografik görüntüde farklı densiteleri ayırt edebilme yeteneğidir. Dokunun özellikleri, görüntü reseptör kapasitesi, bilgisayarın özellikleri ve gözlemci performansı kontrast rezolüsyonunu etkileyen faktörler olarak belirtilebilir. Mevcut dijital dedektörler 8-,10-,12-,16- bit derinliğinde veri yakalar. Bit derinliği 2'nin katlarıdır (2^8 , 2^{10} , 2^{12} , 2^{16}). Bu da teorik olarak, dedektörün 2^8 - 2^{16} (256-65.536) farklı densiteyi yakalayabilmesi demektir.

Dijital görüntüde her piksel, eşdeğeri olduğu gri tona göre numaralandırılır. Her numara, görüntü üzerinde o alana ait açıklık ve koyuluk derecesini tanımlar. Bilgisayar, sensörden gelen elektrik sinyallerini, ekranda görülebilen gri gölgelere dönüştürür. Genellikle 256 gri tonu kullanır, yani bir piksel için sayı aralığı 0-255 arasındadır. 256 gri tonu, sistemin 8 bit (2^8) olduğunu gösterir. En koyu gri (siyah) sıfıra, en açık gri (beyaz) 255'e eşdeğerdendir [128]. Ortalama bir monitör sadece 256 gri tonunu ayırt edebilir. Hepsinin de ötesinde gözümüz sadece 32-64 adet gri tonu ayırt edebilmektedir [47,127]. Bu da günümüzde kullanılan sensörlerin gözümüzün limitleri temel alındığında oldukça yeterli olduğunu göstermektedir [47].

Uzaysal rezolüsyon, birbirine yakın objelerin ayırt edilebilmesi, ince detayları ayırt edebilme kapasitesidir. Dijital görüntüleme sistemleri için teorik rezolüsyon limiti, piksel büyüklüğüdür. Piksel boyutu rezolüsyonu sınırlar. Mevcut en yüksek rezolüsyonlu CCD dedektör 20 μ piksel boyutuna sahiptir. İntraoral filmde gümüş grenlerinin boyutu ortalama 8 μ 'dur. Çok iyi bir detay için, sistemin uzaysal rezolüsyonunun, en küçük objenin boyutlarının en az yarısı kadar olması gerekir. Örneğin, ayırt edilebilen en küçük objenin çapı 100 μ m ise,

bu objeyi çözümlenebilmek için gerekli olan sistem rezolüsyonu en az 50 µm olmalıdır.

Çözünürlük, mm'deki çizgi çifti sayısı (lines per mm - lp/mm) olarak ölçülür ve ifade edilir. Çözünürlük hesaplamasında, düzgün radyopak çizgilerin aynı genişlikte boşluklarla ayrılmış olduğu özel test materyalleri kullanılır. Işınlama sonrasında gözlenebilen çizgi ve birlikte olduğu boşluk, çizgi çifti olarak adlandırılır. Bir çizgi çiftini çözmek için en az 2 piksele gereksinim vardır. Bir piksel çizgi ve bir piksel de boşluk için gereklidir. 20 µm piksel büyüklüğü için teorik olarak yaklaşık 25lp/mm rezolüsyon sağlanır. Kontrast çözünürlüğünde olduğu gibi pratikteki gerçek uzaysal çözünürlük çok daha düşüktür [128]. Çizgi çifti çoğaldıkça detay ve rezolüsyon da artar. Genel olarak CCD'ler için çözünürlükler 6-20 lp/mm, PSP için 6-12,5 lp/mm, intraoral filmler için 16-20 lp/mm'dir [144]. Ancak normal bir göz 7-10 lp/mm rezolüsyonu ayırt edebildiği için bu değer üzerindeki sensörlerin bir anlam ifade etmeyeceği görüşünün net bir cevabı halen tartışmalıdır [47,127].

2.2.5. Işık Yayan (Light-emitting) Aygıtlar

Çürük teşhisinde kullanılan bu yöntemler çürük ve sağlam diş yüzeyinin farklı optik özellik (floresans) göstermesine dayanarak geliştirilmiştir. Floresans, belirli dalga boyundaki ışığın absorbe edilmesinin ardından daha uzun bir dalga boyuyla tekrar yayılması olayıdır. Floresans oluşması için maddenin belirli dalga boyundaki ışıkla uyarılması gereklidir. Bu özellik diş dokularında da gözlenir ve her bir diş dokusu ışığın absorbe edilme ve geri yayılmasında farklılık gösterir [23]. Floresans daha çok dentin dokusundan kaynaklanır. Dentin, mine ve sement dokuları arasında olduğu gibi çürüklü ve sağlam mine dokusu da farklı dalga boyunda floresans özellik gösterirler [42]. Demineralize alanlar ışığı daha az absorbe eder ve daha az floresans özellik gösterirler. Dental plak ve mikroorganizmalar da floresan bileşenlerdir [100].

3 farklı tip Floresans ışınımı vardır:

1. Ultraviyoleye yakın mavi floresans

2. Mavi ve yeşil ile oluşan sarı-turuncu floresans
3. Kırmızıdan uzak ve “infrared”e yakın floresans

2.2.5.1. Diagnodent ve Diagnodent pen

655 nm dalga boyunda kırmızı lazer diod ile uyarılan dental dokuların organik bileşenlerinden yayılan ışığın ölçümü ile çalışır. Cihazdan yayılan ışık diş dokularına serbest bir biçimde ulaşır, matur mine dokusu şeffaftır ve ışığın sapmadan geçişine izin verir. Ancak çürük minede ışık yolundan saparak ve dağılarak geçer, daha az absorbe edilir. Dişe ulaşan ve absorbe edilen ışık, sonrasında floresans ışık olarak geri yansır aynı zamanda çürük lezyonundaki floresan maddeyi de etkiler. Bu floresan maddeler bakteri metabolizması ürünü olan porfirinlerdir [100]. Cihaz dişten geri yayılan ışığı toplar ve ölçümler. Cihazlar sağlıklı standart mine göz önünde bulundurularak kalibre edilirler ve yapılan ölçümlerde geri yansıyan ışık miktarı çürüğün derinliği hakkında bilgi verir. Cihazın iki tipi mevcuttur: Tip A okluzal çürükler için Tip B düz yüzey çürükleri için kullanılır. Daha sonra piyasaya sürülen Diagnodent-pen cihazı da Diagnodent'in modifiye edilmiş bir versiyonudur. Okluzal ve aproksimal olmak üzere iki tipi vardır. Aproksimal yüzeylerdeki performansı hala yeterli bulunmamaktadır.

Çürük teşhisi için tek başına bir yöntem olarak değil ancak görsel ve radyografik muayeneyi desteklemek amacıyla kullanılması önerilir. Özellikle pediatrik hastalarda röntgen çekimi yapılamayan durumlarda tercih edilebilir. A tipindeki ucunun aproksimal çürüklerde tekrar edilebilirliği ve geçerliliği yapılan bir çalışmada bildirilmiştir [160]. Lazer gücünün düşük olması, ağrısız bir yöntem olması, tekrarlanabilir olması avantajlarıdır. Ancak bu yöntemde diş yüzeyindeki boyanmalar, inaktif çürükler ve diş taşları yanlış pozitif sonuç alınmasına neden olabilirler. Pahalıdır, ileri derecede çürüklerde pulpa ekspozunu ayırt edememesi, sekonder çürükte başarısız kalması dezavantajlarıdır [99].

2.2.5.2. Boya ile Güçlendirilmiş Lazer Floresan Yöntemi (Dye-enhanced laser fluorescence DELF)

Absorbe olabilen bir boya, lezyon ve çevre diş dokusunun renklerindeki kontrast miktarını artırarak lezyonun ortaya çıkmasını kolaylaştırabilir [11]. Bu yöntem okluzal fissür çürüklerinde daha etkilidir.

2.2.5.3. Kantitatif Işık Etkili Floresanlar (QLF)

Kantitatif ışık etkili floresans, ışığın dağıtılması, saçılması prensibinin mineral kaybıyla ilişkisini ve dişin doğal floresans özelliğini kullanarak, çürük lezyonunu ölçen bir yöntemdir. Yöntemde kullanılan cihaz, ağız içi CCD mikrovideo kamera, bilgisayar ve özel QLF yazılımdan oluşur. Özel yazılımı sayesinde klinik muayene sırasında dişin ağız içindeki görüntüsü alınarak kaydedilir.

QLF de 50 watt zenon arc lamba ve ışık filtresi kullanılır. İntraoral kameralı ayna ile diş yüzeyine yüksek yoğunluklu (290-450 nm) mavi ışık uygulandığında minede yeşil renkte floresans meydana gelir. Dişten geri yansıyan ışık, yüksek geçirgen sarı filtre tarafından filtrelenir (düşük dalga boyunda ışık filtrelenerek hata oranı azaltılır) ve CCD kamera ile toplanır. Lezyon olduğunda ise ışık saçılır, sağlam ve çürük mine arasında kontrast farkıyla yeşil bir arka plan üzerinde koyu alan şeklinde görülür [118].

Işığın yayılımı direkt olarak dokunun mineral içeriği ile ilgilidir. Alınan kamera görüntüsüyle çürüğün boyutları, derinliği ve hacmi de belirlenebilir. Bu parametreler çürüğün erken dönemde tespit edilmesine olanak verir.

Yöntemin mine çürüklerinde sensitif olduğu söylenebilir [42]. Ancak uygulaması komplikedir. Süt ve daimi dentisyonda, okluzal ve düz yüzeylerdeki başlangıç çürüklerin, sekonder çürüklerin ve kök çürüklerinin teşhis edilmesinde de kullanılabilir. Çürük şiddetinin belirlenmesi konusunda da faydalıdır. Klinik muayeneyi destekleyici bir yöntemdir. Hasta eğitimi ve bilgilendirilmesi avantajlarıdır. Diş yüzeyindeki boyanmalar, hipomineralize alanlar, dental florozis ve dental plak bu yöntemde çürüğe benzer şekilde gözlenebilir [168]. Yöntem geleneksel ve radyografik muayeneyi desteklemek amacıyla kullanılmalıdır.

2.2.5.4. Floresans Kamera

Floresans özellikten faydalanılarak geliştirilen ve yansıyan ışınların CDD sistem ile dijital ortama taşındığı bir yöntemdir. Bu yöntemde 405 nm dalga boyundaki mavi ışık diş yüzeyine uygulanır. Absorbe edilen ışık sağlam diş yüzeyinde yeşil ışık yansıması yaparken, çürük lezyonunda kırmızı ışık yansır [163]. Bakteriyel kolonizasyonun fazla olduğu bölgeler daha kırmızı görünür. Yüksek oranda sukroza maruz kalan düz yüzeylerde dental plak ölçümünde iyi performans göstermiştir [138].

2.2.5.5. LED Teknolojisi (Caries I.D.)

635-880 nm soft LED ışık diş yüzeyine uygulanır. Demineralize ve sağlıklı diş dokusu arasındaki optik translusensi ve opasite farkını tanımlayan bir mikro işlemci mevcuttur. Demineralizasyon varlığında yeşil sinyal kırmızıya dönüşür ve sesli uyarı verir. Sesli uyarı hızlandıkça çürüğün derinleştiği anlaşılır. Okluzal çürükler üzerinde yapılan bir çalışmada mine çürüklerini ayırt etme konusunda yetersiz bulunmuştur [142].

2.2.5.6. Fiber-optik Transilüminasyon - Dijital Fiber-optik Transilüminasyon (FOTI-DIFOTI)

Fiber-optic transillumination (FOTI), 1970'de Friedman ve Marcus tarafından arayüz çürüklerinin tespit edilmesi için dizayn edilmiştir. Bunun için fiber optik ışık kaynağı kullanılır. Çürük lezyonu, ışığı daha çok kırar ve sağlam dişe göre daha düşük ışık geçirme indeksine sahiptir [60]. Minedeki demineralize alan koyu bir bant şeklinde görülürken, dentindeki çürük minenin altında turuncu, kahverengi ya da gri olarak izlenir [42]. Pratik, kolay, hızlı ve ucuz bir yöntemdir. Yapılan çalışmalarda sensitivitesinin düşük olduğu bildirilmiştir [166,169].

DIFOTI yöntemi, FOTI'nin eksiklerini azaltmak üzere FOTI ve CCD kameranın birleştirildiği bir yöntemdir. Görüntülerin bilgisayara aktarılarak, daha sonra da incelenmesi sağlanır. Okluzal, arayüz ve düz yüzeyler için kullanılabilir. Erken dönemde lezyonların tespit edilmesinde radyograflardan daha yüksek

sensitivite göstermişlerdir [195]. Schneiderman ve ark. (1997) arayüz ve oklüzal yüzey çürüklerinde DIFOTI ile yaptıkları çalışmalarda çok başarılı sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir [144].

2.2.5.7. OCT (Optik Koherent Tomografisi)

Dental OCT sistemleri ile oral dokulara ait mikrostruktürel görüntüler elde edilebilmekte ve bu dokulara ait kantitatif ve kalitatif değişiklikler izlenebilmektedir. Kantitatif değerlendirmeye olanak veren OCT yönteminde diş yüksek penetrasyonlu kızılötesi ışık uygulanır. Dokuların mikro yapısal detayları ışığın saçılması ve yansıtılan fotonlar sayesinde belirlenir [19,124]. Çürük lezyonları da, güçlü ışık yansıma alanları olarak izlenmektedir. Klinik olarak çürüğün tespit edilemediği durumlarda, küçük bir kavitasyon olarak gözlenen ancak gerçek derinliği daha fazla olan çürük lezyonları da bu yöntemle daha iyi tespit edilmekte ve var olan çürüğün gerçek boyutlarına yönelik ölçüm yapılabilmektedir. İntraoral tanı açısından sağladığı en önemli avantaj sert ve yumuşak dokulara ait hem yapısal özellikler hem de yüzey konturları hakkında bilgi vermesidir [124]. Bunun dışında iyonize olmayan radyasyon kullanılması, yüksek aksiyel rezolusyona sahip olması, küçük ve pratik bir apacey olup yer tutmaması, anında görüntü oluşması ve eş zamanlı Doppler ölçümünün yapılması diğer avantajlarıdır [19,185].

2.2.6. Elektronik Çürük Monitörü (ECM)

Koruyucu tedavi gerektiren küçük başlangıç lezyonlarının tespiti ve monitörize edilmesinde kullanılabilen bir metottur. Elektriksel iletkenliğin ölçümüne dayanarak çürük tespiti yapar. Minenin mineral içeriğindeki değişikliklere göre verdiği bazı elektriksel değerler ölçülür. Sağlam mine iletkenliğe sahip değilken, demineralize alanlar daha yüksek elektriksel iletkenlik gösterir. Çürüklerin elektronik ölçümlerle değerlendirilmesinde; porözitesi, elektrodun yüzey alanı, mine ve dentin kalınlığı, minenin hidrasyon derecesi, ısı, diş sıvılarının iyonik içeriği ve dişin maturasyon zamanı sonuçları etkileyecek parametrelerdir [118].

Fissüre yerleştirilen bir sond ve deri ya da diş etine yerleştirilen bir konnektörle ölçüm yapılır. Oklüzal ve arayüz çürüklerin teşhisinde kullanılan diğer metotlarla karşılaştırıldığında daha ümit vericidir. Geleneksel yöntemlere göre sensitivitesi yüksek, spesifitesi düşük bulunmuştur [99]. Ashley posteriorda kavitasyon göstermeyen oklüzal çürüklerin teşhisinde ECM nin görsel muayene, FOTI, konvansiyonel ve bitewing radyograflardan daha kesin sonuçlar verdiğini ifade etmiştir [15].

2.2.7. Ultrason Tekniği

Ultrasonla, kavitasyon oluşturmamış mine çürüklerinde, iki ayrı ortamda ses dalgalarının kat etme zamanı farklı olduğu için, sağlam ve demineralize mine dokuları kolaylıkla ayırd edilebilir. Ultrasonik dalgalar yüzeye dik şekilde uygulanırsa dokuda bulunan defekt daha kolay bir şekilde saptanabilir [121]. Ultrasonik yöntemlerin erken çürük tanısında iyi sonuçlar verdiği yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir [191]. Ng ve ark. (1988) yüksek frekanslı pulse eko ultrason dalgaların sağlam ve demineralize mineyi ayırt ettiğini göstermiştir [121]. Arayüz mine ve dentin çürüğünü de ayırt edebildikleri gösterilmiştir. Dişin remineralizasyon gösteren bölgelerinin tespit edilebildiği de bildirilmiştir [192].

2.2.8. Kızıl Ötesi Termografi

Dişler kurutulduğunda diş yüzeyindeki porlarda biriken suyun buharlaşması nedeniyle oluşan termal geçiş yeni bir termal denge oluşuncaya kadar devam eder. Sıcaklığın zamana bağlı profili, lezyonun içeriğindeki su miktarına bağlıdır ve böylece lezyonun şiddeti hakkında bilgi verebilir. Düz yüzey çürüklerinde kullanılabilir. Ayrıca yapılan in vitro çalışmada erken dönemde oklüzal mine çürüklerin teşhisinde ve mine iç yüzeyine geçen çürüklerin teşhisinde başarılı olduğu gösterilmiştir [196].

2.3. Dijital Panoramik Görüntüleme

Ekstraoral radyografinin en yaygın tipleri panoramik radyografilerdir. Panoramik radyografiler ilk kez 1950 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Panoramik cihazların çalışması esas olarak tomografi prensibine dayanır. Tomografide, ışın kaynağı, hasta veya film kasetinden biri sabit kalır (çoğunlukla hasta sabit kalır) ve diğer ikisi eşit hızla fakat ters yönde hareket ederek görüntüleme işlemi gerçekleşir [68].

Bu teknikle, maksillar ve mandibular dentoalveolar yapıları tek bir radyograf üzerinde görüntülenir ve diş hekimliğinde en sık kullanılan ekstraoral radyografi tekniğidir. Screen filmlerin kullanıldığı geleneksel panoramiklerin yerine günümüzde, daha az radyasyonla alınan ve banyo işlemene gerek duymayan CCD, CMOS ya da storage phosphor sistemlerin kullanıldığı dijital panoramik sistemler kullanılmaktadır. Dijital panoramiklerde uygulanan dozlar hakkında karşılaştırmalı literatür bilgileri mevcuttur. Örneğin, geleneksel panoramik radyograflarda alınan efektif dozun 16-21 μSv , dijital panoramiklerde ise 5 -14 μSv olarak bildirilmiştir [64]. Diğer bir kaynakta CCD sensör kullanan dijital panoramiklerin efektif dozunun, F hızındaki film ya da PSP ile alınan bitewing radyograf dozlarının yaklaşık olarak 5 katı olduğu ifade edilmiştir [48].

Genel olarak panoramik radyograflar, çenelerin geniş kısmının incelenmesini gerektiren diagnostik problemleri değerlendirmek için kullanılır. Fraktürlerin, patolojilerin, gömülü dişlerin pozisyonlarının, diş gelişimi ve anomalilerinin belirlenmesinde, implant öncesi değerlendirme ve implant takibinde, dişsiz hastalarda rezidüel patolojilerin belirlenmesinde ve TME patolojilerinde kullanılır [68].

2.3.1. Panoramik Görüntülemenin Avantajları

- Gelişen teknolojiyle hastanın aldığı radyasyon dozu düşürülmüştür.
- Yüz kemikleri ve dişler geniş kapsamlı bir şekilde görüntülenir.
- Ağız açma kısıtlılığı olan hastalarda kullanılabilir.
- Tekniği hastaya anlatmak ve uygulamak kolaydır.

- Hastanın pozisyonlandırılmasından görüntünün alınmasına kadar geçen zaman 3-4 dk arasındadır.
- Hastalar tarafından kolaylıkla anlaşılır.
- Hasta eğitiminde görsel yarar sağlar [187].
- İntraoral işlemleri tolere edemeyecek hastalar için kolaylıkla uygulanabilir [36].

2.3.2. Panoramik Görüntülemenin Dezavantajları

- Tomografik görüntüler hastanın kesit görüntüleridir ve imaj tabakası içinde yer almayan anomaliler ve yapılar belirgin olmayabilir.
- Yumuşak doku ve hava boşlukları ilgilenilen dokuların üzerini örtebilir.
- Gost imaj ve artefakt gölgeleri, imaj tabakasındaki dokuların üstünü örtebilir.
- Tomografik hareket, imaj tabakası ve sensör arasındaki mesafeden dolayı distorsiyon ve magnifikasyonlara yol açar (ortalama x1.3)
- Bazı hastaların yapısı imaj tabakasının şekliyle uyumlu olmayabilir ve bazı yapılar odak dışına çıkabilir [187].
- Panoramiklerin çürük görüntülenmesindeki en büyük dezavantajları intraoral periapikal radyograflar kadar detayın iyi olmamasıdır. Özellikle premolar dişlerin arayüzlerinin birbiri üzerine süperpoze olması nedeniyle, bu bölgedeki arayüz çürükleri tespit edilemez.
- Küçük çürük lezyonlarının, periodontal ve periapikal patolojilerin de tespit edilmesinde intraoral radyograflar kadar kullanışlı değildir [106].
- Ancak günümüzdeki dijital panoramik cihaz üreticileri, bahsedilen dezavantajları azaltma veya elimine etme yönünde, yeni yazılım ve programlarla, görüntü kalitesi gelişimini arttırma yönünde araştırmalara devam etmektedir.

2.3.3. Dijital Panoramik Görüntülemeye Standardizasyon ve Görüntüleme

Hataları

Panoramik radyografide objelerin görüntülerinin net olarak izlenebildiği tabakaya imaj tabakası adı verilir. İmaj tabakası dışında kalan dişler distorsiyona uğrar. Bu tabaka yaklaşık olarak 10-30 mm kalınlığındadır [115].

Panoramik radyografide elde edilen görüntünün kalitesi hastanın çenesinin imaj tabakası içerisinde konumlandırılmasıyla ilgilidir. Hasta pozisyonu tam ve doğru olarak ayarlandığında ideal görüntü elde edilir. Bunun yanında hasta hazırlığı da görüntü kalitesi için önemlidir. Diş protezleri, baş boyun bölgesindeki küpe, kolye, gözlük vb metalik eşyalar ghost imaja ve artifakta yol açacakları için çıkarılmalıdır. Film çekimi esnasında hastanın hareket etmemesi de gerekir.

Standardizasyonda rehber ışıklar, ısırma çubuğu ve duruş şekli önemlidir. Standardizasyon her cihaz da ufak farklılıklar gösterebilir. Genel anlamda aşağıdaki kurallar geçerlidir. Hasta ısırma çubuğundaki çentiği tam yerinden ısırmalıdır. Çentiğin önünden veya arkasından ısırılması, anterior dişlerin görüntüsünde bozulmalara yol açarken, hastanın başının frankfurt düzlemine göre fazla öne veya geriye eğilmesi “gülen yüz” veya “asık surat” imajlarına neden olarak görüntü kayıplarına yol açar. Orta hattı iyi ayarlanmayan görüntülemelerde ise, horizontal olarak eşit olmayan magnifikasyonlar oluşur. Ayakların önde konumlandırılması yani “ski pozisyonu” yapılmayan hastalarda, servikal vertebralr ön bölgeye yansıyarak görüntü kaybı oluştururlar. Cihaz ve hasta ayarlandıktan sonra hastaya yutkunması ve dilini damağına doğru götürmesi istenmelidir. Böylece palatoglossal hava boşluğuna bağlı dansite farkının önüne geçilir. Ekspojur faktörlerinin belirlenmesinde üretici firmanın önerileri mutlaka dikkate alınmalıdır [68].

2.3.4. Panoramiklerde Görüntüleme Seçenekleri

Günümüzde, gelişen teknolojiyle birlikte, panoramik cihazlar pek çok görüntüleme alternatifi sunabilmektedir. Bunlar çeşitli panoramik prosedürleri (standart, pediatrik, ortogonal, wide-arc görüntüleme vb.) olabileceği gibi, özel

görüntüleme projeksiyonlarını da (Bitewing, TME, maksiller sinüs vb.) içermektedir. Bu programların çeşitliliği ve görüntü kalitesi firmalara ve cihaz modellerine göre değişmektedir.

2.3.4.1. Ortogonal Görüntüleme

Işınlar, orjinal figürün izdüşümünün oluşturduğu düzleme dikse, bu durumda projeksiyon “ortogonal projeksiyon” olarak adlandırılır. Ortogonal programda, ışının projeksiyon geometrisi, ortalama ark formuna dik veya ortogonaldır. Bu programla, panoramiklerde, premolar bölgelerdeki süperpozisyonlar önemli derecede azaltılarak daha sağlıklı görüntülerin elde edilmesine olanak sağlanır [143]. Bu projeksiyon, özellikle anterior bölgede olmak üzere imaj tabakasında daralmaya sebep olur [174].

2.3.4.2. Ekstraoral Bitewing Görüntüleme

Bu program, maksilla, mandibula ve ramuslar da kısmen dahil olmak üzere premolar ve molar alanlardan bitewing görüntüler üretir. Temel görüntüleme geometrisi standart programıyla aynıdır, ancak x-ışını demeti interproksimal kontak noktalarına paraleldir [135]. Bu projeksiyonda da, premolar bölge süperpozisyonları azaltılarak, arayüzlerin daha iyi değerlendirilmesi sağlanır. İntraoral bitewing uygulamasına göre daha kolaydır ve dişlerin köklerini de görüntüye alır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Arştırma Projeleri Birimi (CÜBAP) tarafından DİŞ-153 kodlu çalışma olarak desteklenmiş ve Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim dalında gerçekleştirilmiştir.

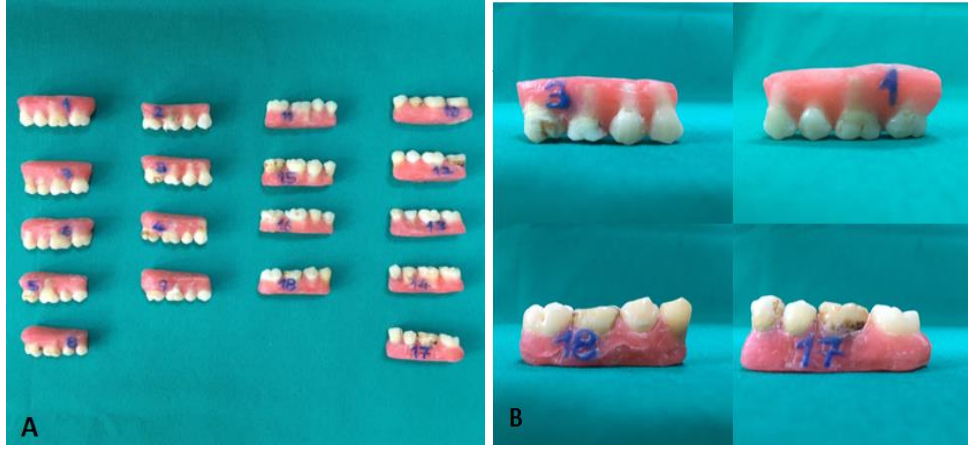
Çalışmaya başlamadan önce 25.11.2014 tarihli 2014-11/16 sayılı kararla Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu onayı alınmıştır.

3.1. Çalışmaya Alınacak Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması

Çalışmada periodontal, ortodontik ve çürük nedeniyle çekilmiş arayüzeyinde çürük bulunan ve bulunmayan 72 adet insan (36 premolar ve 36 molar) daimi dişinin 134 yüzeyi kullanıldı. Restorasyonlu ve arayüzey çürüğünün tanınmasına engel olacak genişlikteki bukkal lingual çürüklü ve oklüzal çürüğü bulunan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişler önce %10 luk formaldehit solusyonu içinde, sonrasında ve ara safhalarda ise distile su içinde bekletildi.

Dişler üzerindeki diş taşı ve debrisler temizlenerek, 2/3 kök bölgesi frezle uzaklaştırıldı. Hazırlanan kronlar; çürüklü ve çürüksüz karışık biçimde dörderli gruplar halinde (2 premolar+2 molar) mum bloklar içine gömüldü (Şekil 3.1). Bütün blok ve dişler numaralandırıldı. Dişli mum blokların yerleştirilmesi amacıyla, akrilik çene modelleri elde edildi. Bu modellerde, panoramik çekimlerde hatalara engel olmak ve standardizasyonu sağlamak amaçlı, santral dişler ve molar bölgesine kurşun bilyalar yerleştirildi (Şekil 3.2).

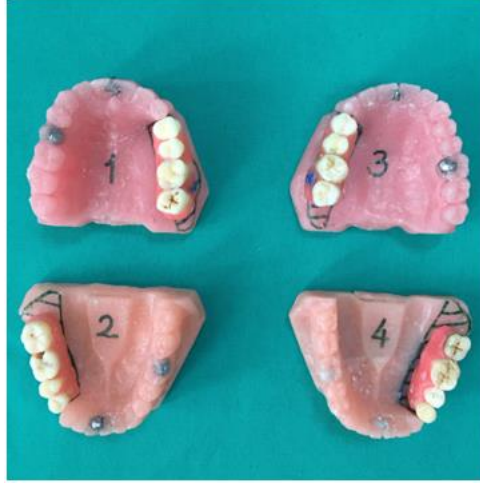
Elde edilen akrilik modellerde, posterior dişli bölgeler frezlenerek, mum bloklar bu boşluklara sabitlendi (Şekil 3.3). Böylece maksilla ve mandibulanın posterior bölgesinde, çekilmiş dişlerin bulunduğu alt üst çene modelleri elde edildi.



Şekil 3.1 Kontakt alanları oluşturulan 2 premolar ve 2 molar dişten oluşan mum bloklar



Şekil 3.2 Kurşun bilyalı akrilik çene modellerinin posterior bölgesinde mum blokların yerleştirileceği boşluklar frezlendi (işaretli alanlar)



Şekil 3.3 Mum blokların çene modelleri üzerine yerleştirilmesi

3.2. Radyografların Alınması ve Değerlendirilmesi

Her bir blokta yer alan 4 adet dişin arayüz çürüklerinin değerlendirilmesi amacıyla aşağıdaki beş farklı yöntemle radyografileri alındı.

1. Standart panoramik
2. Ortogonal panoramik
3. Ekstraoral bitewing
4. Geleneksel bitewing
5. Dijital (fosfor plak) bitewing

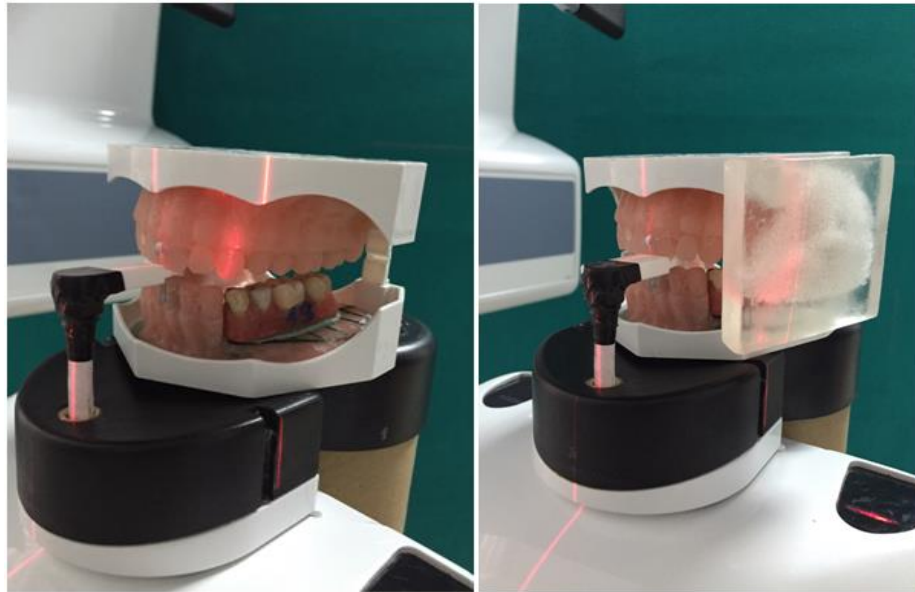
Panoramik cihazın standart, ortogonal ve bitewing programlarında görüntülerin alınması:

Dijital panoramik (standart ve ortogonal mod) ve ekstraoral bitewing görüntüleri Instrumentarium OP200 (Instrumentarium Dental, Finland) cihazında alındı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Dijital Panoramik Röntgen Cihazı Instrumentarium OP 200,Instrumentarium Dental, Finland

Numaralandırılan her bir dişli blok, akrilik çene modeli üzerine yerleştirildi. Görüntülerin alınması sırasında yumuşak doku taklidini sağlamak üzere 12 mm kalınlığında akrilik blok, dişli blokların önüne yerleştirildi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Panoramik cihazda modellerin yerleştirilmesi

Çene modelinin imaj tabakası içerisinde yer alması ve standardizasyonun sağlanması amacıyla sırasıyla şu kurallar uygulandı:

1.Modellerin okluzal düzlemi kontrol panelindeki aşağı yukarı tuşları kullanılarak yere paralel hale getirildi.

2.Alt ve üst modellerin, santral dişlerinin kesici kenarları ısırma çubuğundaki çentiğin içinde olacak şekilde ayarlandı.

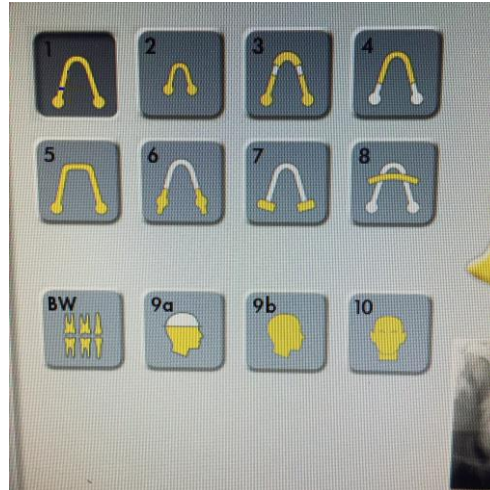
3.Cihazın orta hat ışığı, alt ve üst santral dişlerin ortasından, kanin ışığı da kanin dişin ortasından geçecek şekilde ayarlandı.

5. İlgili çekim modu bilgisayar ekranı üzerinde seçildi.

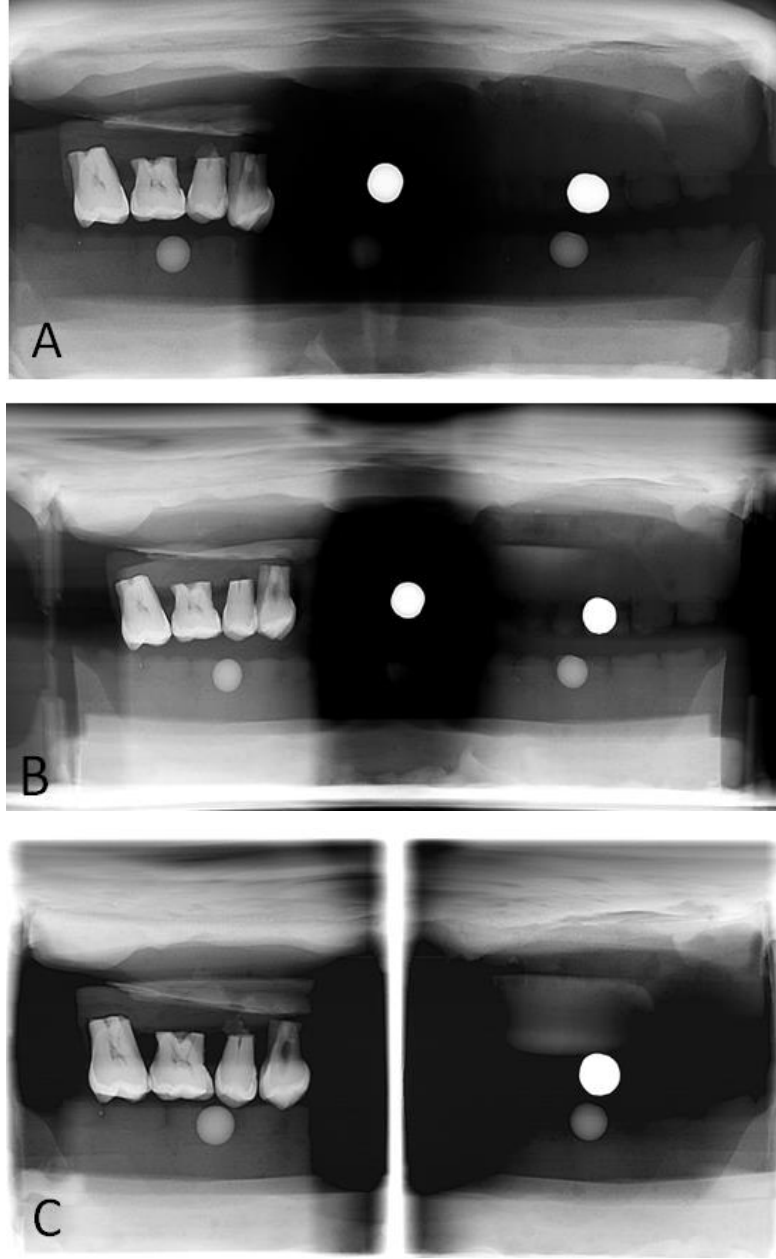
Her bir model için; standart panoramik görüntüler “P1”, ortogonal panoramik görüntüler “P4” ve ekstraoral bitewing görüntüler “BW” modları seçilerek alındı (Şekil 3.6).

6.Görüntülerin kabulünde, bütün bilyaların distorsiyonsuz görüntülenmesi kriter olarak alındı. Distorsiyon içeren görüntüler sebebe yönelik (orta hattın kayması, okluzal düzlemin yere paralel olmaması gibi) minör düzeltmeler yapılarak distorsiyon gözlenmeyene dek tekrarlandı.

Standart ve ortogonal görüntüler için 66 kVp, 4 mA, 16 sn, bitewing görüntüleri için 66 kVp 4 mA 11 sn ekspoz değerleri uygulandı.



Şekil 3.6 Panoramik cihazda çekim modalitelerinin seçilmesi



Şekil 3.7 Panoramik cihazda elde edilen görüntüler.

A.Standart panoramik görüntü B.Ortogonal panoramik görüntü

C. Ekstraoral bitewing görüntü

Konvansiyonel bitewing görüntülerin alınması

Konvansiyonel bitewing görüntüleri film tutucularla (Kerr ,USA) alındı. E/F hızında, 2 numara Kodak Insight Film (Eastman, Kodak Co.,Rochester , NY) kullanıldı (Şekil 3.8 ve 3.9). Yumuşak doku taklidi olarak 12 mm kalınlığında

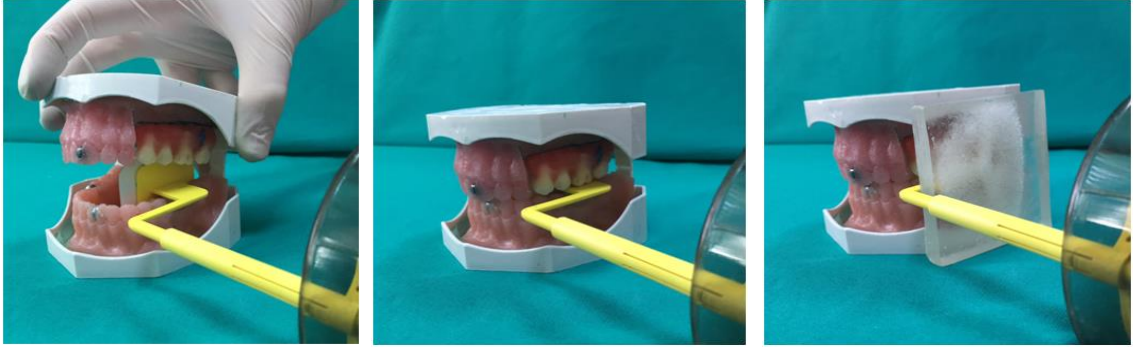
akrilik blok, dişlerin önüne yerleştirildi (Şekil 3.10). Görüntüler, Satelec X-mind AC(Acteon,France) marka X ray cihazıyla, 70 kVp 8 mA 0,5 sn ekspoz değerleri uygulanarak elde edildi (Şekil 3.12). Banyo işlemi, aynı gün içerisinde, taze solusyonlarla, Extra-X Velopex (Medivance Instruments Ltd,London,UK) otomatik banyo ile gerçekleştirildi (Şekil 3.13).



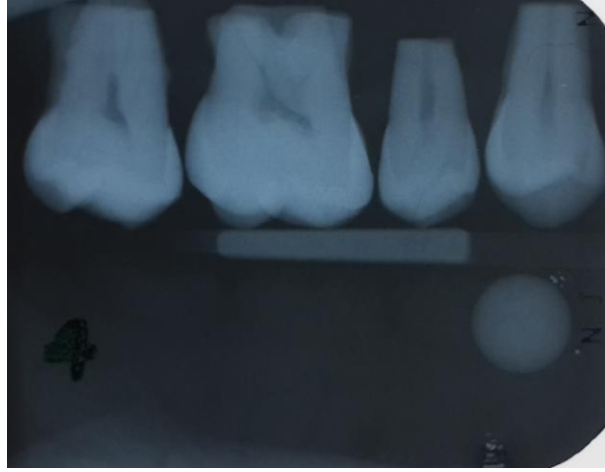
Şekil 3.8 Geleneksel ve fosfor plaklı bitewing çekimlerinde kullanılan film tutucu, Kerr,USA



Şekil 3.9 KODAK Insight film



Şekil 3.10 Geleneksel bitewing radyografların çekiminde film tutuculardan faydalandı. Yumuşak doku efekti sağlamak için 12 mm akrilik blok kullanıldı.



Şekil 3.11 Geleneksel bitewing radyograf



Şekil 3.12 X ray cihazı Satelec X-mind AC(Acteon,France)



Şekil 3.13 Otomatik banyo cihazı Extra-X Velopex (Medivance Instruments Ltd,London,UK)

Fosfor plak ile bitewing görüntülerin alınması

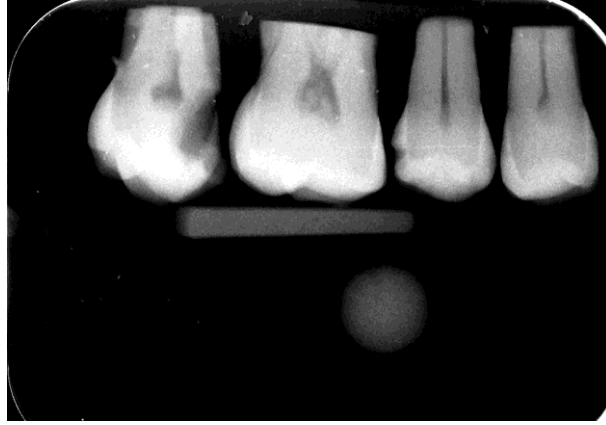
Dijital bitewing görüntüleri Instrumentarium Express Origo (Instrumentarium Dental, Finland) marka fosfor plaklar ile alındı (Şekil 3.14). Yumuşak doku efektini sağlamak üzere 12 mm kalınlığında akrilik blok, dişlerin önüne yerleştirildi. Görüntüler, Satelec X-mind AC (Acteon, France) marka X ray cihazıyla 70 kVp 8 mA 0,125 sn ekspoz değerleri kullanılarak elde edildi (Şekil 3,12 ve Şekil 3.15). Işınlanan fosfor plaklar bekletilmeden, Instrumentarium Express Origo tarayıcıda tarandı.



Şekil 3.14 Fosfor plak ve tarayıcısı Instrumentarium Express Origo Instrumentarium, Finland Dental,Finland



Şekil 3.15 Fosfor plaklı bitewing radyograf çekimlerinde film tutuculardan faydalanıldı. Yumuşak doku efekti sağlamak amacıyla 12 mm akrilik blok kullanıldı.



Şekil 3.16 Fosfor plakla alınmış bitewing görüntüsü

Bütün görüntüler kalibre edilmiş 3 gözlemci tarafından (15 yıllık deneyime sahip 1 oral radyoloji uzmanı, 2 araştırma görevlisi) rastgele değerlendirildi. Değerlendirmeler 1 hafta sonra gözlemciler tarafından ikinci kez tekrarlandı. Bu şekilde gözlemci içi ve gözlemciler arası tekrar edilebilirlik değerleri elde edildi.

Gözlemciler her bir dişin mezial ve distal yüzeyindeki çürükleri, radyografik derinliklerine göre aşağıdaki şekilde skorladı:

Skor 0: Arayüzde çürük yok

Skor 1: Arayüzde mine çürüğü

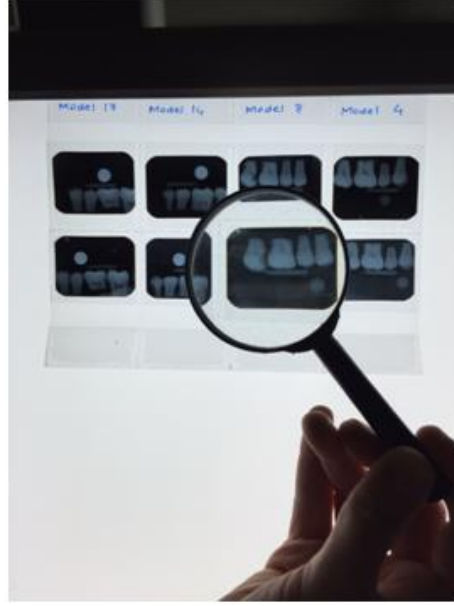
Skor 2:Mine-dentin bileşkesine uzanan çürük veya dentin dış yarısında çürük

Skor 3:Dentin iç yarısına uzanan çürük.

Panoramik cihazda elde edilen bitewing görüntüleri ile standart ve ortogonal programda alınan panoramik görüntüler, ve fosfor plaklı bitewing görüntüleri 21,5 inç LED aydınlatmalı 1920x1080, çözünürlüğe sahip 32 bit LCD ekranda (iMac Apple, California, USA), filtrasyon, dansite ve kontrast ayarlarının kullanımı serbest tutularak skorlandı (Şekil 3.17). Konvansiyonel bitewing görüntüleri ise yarı karanlık bir odada, büyüteç (x2) yardımı ile negatoskop (Dilos, Medica91, Poznan, Poland) altında skorlandı (Şekil 3.18 ve 3.19). Gözlemciler zaman kısıtlaması yapılmadı.



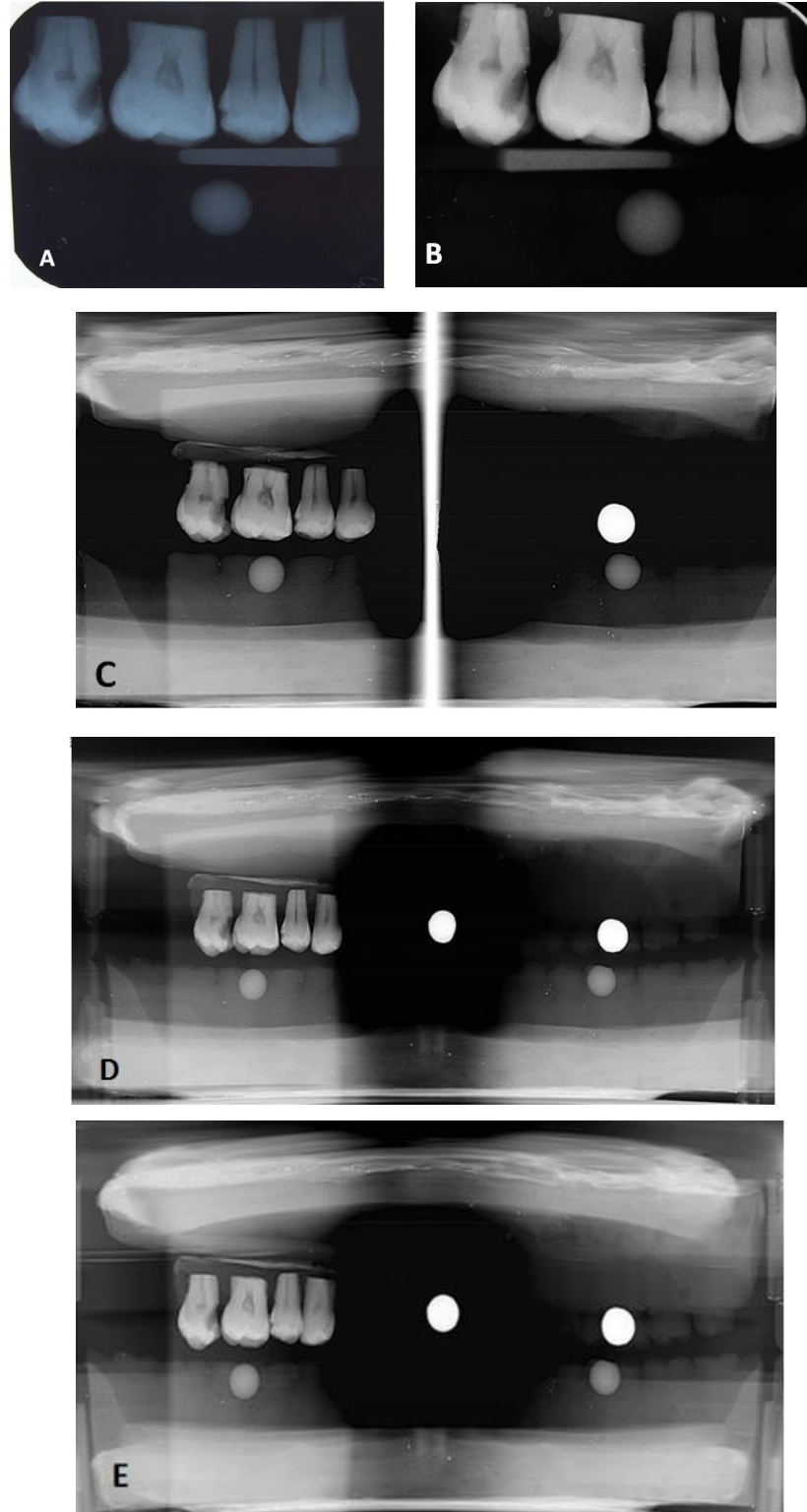
Şekil 3.17 LCD ekran ekran (iMac Apple,California, USA)



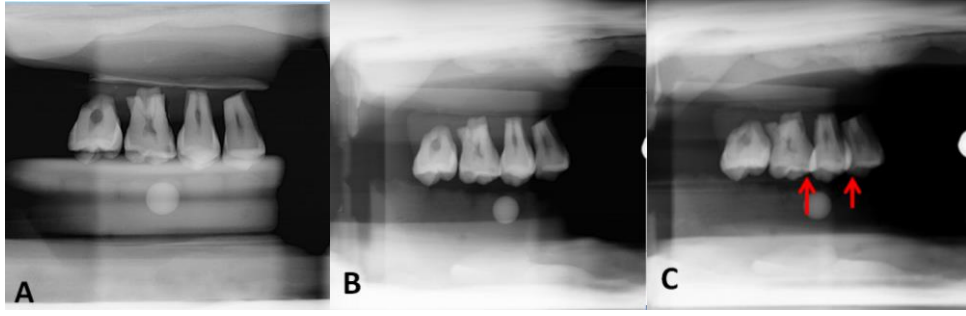
Şekil 3.18 Geleneksel görüntüler yarı karanlık, bir odada negatoskop üzerinde, x2 büyüteç yardımıyla incelendi.



Şekil 3.19 Negatoskop (Dilos, Medica91, Poznan, Poland)



Şekil 3.20 A.Konvansiyonel bitewing B.Fosfor plakla alınan bitewing görüntü C.Ekstaroral bitewing D.Ortogonal program panoramik görüntü E.Standart program panoramik görüntü



Şekil 3.21 A. Ekstraoral bitewing program B. Ortogonal program C. Standart program görüntüsü. Standart programda süperpozisyonlar daha fazla gözlenmiştir (kırmızı ok).

3.3. Histopatolojik İnceleme

Gold standart değerlerinin belirlenmesi için, dişler histopatolojik incelemeye alındı. Numaralandırılmış olan dişler kesitleri alınmak üzere akril bloklara gömüldü (Şekil 3.22). Arayüzeylerindeki demineralize bölgelerin net bir şekilde görülebilmesi için dişler kurutuldu ve bu bölgeler ile çürük olan alanlar işaretlendi ve bu bölgelerin, alınan kesitlere girmesine dikkat edildi (bıçak kalınlığının neden olduğu ekstra doku kayıplarının olması nedeniyle). Ortalama 300 mikron kalınlığındaki, mesio-distal yönlü seri kesitler, IsoMet Low Speed Saw (Buehler, Germany) marka cihazla alındı (Şekil 3.23 ve 3.24).



Şekil 3.22 Histopatolojik inceleme için her bir diş akrile gömüldü ve bloklar elde edildi.



Şekil 3.23 Düşük hızlı testere cihazı IsoMet Low Speed Saw (Buehler, Germany)



Şekil 3.24 Dişlerin meziodistal yönde 0.3 mm kesitleri alındı.

Elde edilen kesitler entellan ile lamlara yapıştırıldı ve stereomikroskop (Zeiss Stemi DV4, Germany) altında x10 büyütmeyle skorlandı (Şekil 3.25). Çürüğün en derin olarak gözlendiği kesitin skor değeri, incelenen yüzeyin skor değeri olarak kabul edildi.

Mikroskop altında, minede koyu demineralize alanlar veya dentinde sarı/kahverengi boyanma gösteren alanlar çürük lezyonlu kabul edildi. Çürük derinlikleri için aşağıdaki skorlama kullanıldı.

Skor 0: Arayüzde çürük yok

Skor 1: Arayüzde mine çürüğü

Skor 2: Mine-dentin bileşkesine uzanan çürük veya dentin dış yarısında çürük

Skor 3: Dentin iç yarısına uzanan çürük.



Şekil 3.25 Stereomikroskop (Zeiss Stemi DV4, Germany)

3.4. İstatistiksel Yöntem

Çalışmanın istatistiksel verileri SPSS 22.0 programı kullanılarak hesaplandı. Her bir imaj verisi için gözlemci içi ve gözlemciler arası kappa katsayısı hesaplandı. Bunun için aşağıdaki kriterler kullanıldı.

- <0,10 uyum yok,
- 0,10-0,40 zayıf uyum,
- 0,41-0,60 orta dereceli uyum,
- 0,61-0,80 güçlü uyum
- 0,81 -1,00 mükemmel uyum.

Gözlemcilerin arayüz çürük varlığı veya yokluğunu ayırt etme yeteneğinin değerlendirilmesi için, her beş yöntemden elde edilen skorlar ile gold standart değerleri, ROC analiziyle karşılaştırıldı. Her bir yöntem için, ROC eğrisinin altında kalan alan (Accuracy/Az değeri), sensitivite, spesifisite, pozitif tahmin

değeri (PPV), negatif tahmin değeri (NPV), yanlış pozitif oranları (FPR) ve yanlış negatif oranları (FNR) hesaplandı.

4. BULGULAR

4.1. Histopatolojik Sonuçlar

Çalışmada kullanılan 72 diş/ 144 diş yüzeyinden, 10 yüzey, kesit alımı esnasında doku kaybına uğradığından veya yoğun florozis tablosu (çürükle karıştırılma riski) nedeniyle çalışma dışı bırakıldı. Histoloji sonuçlarına göre incelenen 134 adet diş yüzeyinin 39'unda (%29) çürük bulunmazken, 95'inde (%71) çürük mevcuttu.

Çürük derinliğine göre değerlendirildiğinde ise,

35 (%26) mine çürüğü,

48 (%36) mine-dentin bileşkesine ulaşmış veya dentin dış yarısında çürük (% 23 mine –dentin bileşkesinde, %13 dentin dış yarısında olmak üzere),

12 (% 9) dentin iç yarısında çürük tespit edildi.

4.2. Gözlemci İçi ve Gözlemciler Arası Uyum

Her bir gözlemcinin kendi içinde birinci ve ikinci okumalarına ait kappa katsayıları Çizelge 4.1'de gösterilmiştir. En yüksek uyumun görüldüğü yöntem her gözlemci için farklı bulunmuştur. Buna göre 1. gözlemci en yüksek fosfor plakta (0.83) uyum gösterirken, 2. ve 3. gözlemciler standart programda (0.80) en yüksek uyumu göstermiştir.

Yöntemlerin tümü değerlendirildiğinde, gözlemciler içi uyum katsayıları, geleneksel filmlerde 0.72-0.81, fosfor plakta 0.61-0.83, standart panoramikte 0.80, ortogonal görüntülemde 0.76-0.80 ve ekstraoral bitewing'te 0.66-0.72 aralığında değişmiştir. Genel anlamda gözlemci içi uyum güçlü bulunmuştur.

Birinci ve ikinci okumalarına ait gözlemciler arasındaki kappa katsayılarını Çizelge 4.2 ve 4.3'de gösterilmiştir. Gözlemciler arası en yüksek uyum fosfor plak ve geleneksel yöntemde (0.81) bulunmuştur. Birinci ve ikinci okumalarda uyum, geleneksel bitewinglerde (0.61-0.81), fosfor plaklarda (0.61-0.81) standart programda (0.67-0.80) ortogonal programda (0.61-0.77) ve

ekstraoral bitewingde (0.67-0.79) olmak üzere güçlü ve mükemmel arasında değişmiştir.

Çizelge 4.1 Gözlemci içi uyum tablosu

	Gözlemci içi Uyum		
	1.gözlemci	2.gözlemci	3.gözlemci
Geleneksel bitewing	0,81	0,72	0,72
Fosfor plak bitewing	0,83	0,79	0,61
Standart program	0,80	0,80	0,80
Ortogonal program	0,80	0,76	0,76
Ekstraoral bitewing program	0,66	0,67	0,61

Çizelge 4.2 Birinci okumaya ait gözlemciler arası uyum tablosu

	Gözlemciler Arası Uyum 1.okuma		
	1.gözlemci- 2.gözlemci	1.gözlemci- 3.gözlemci	2.gözlemci- 3.gözlemci
Geleneksel bitewing	0,81	0,77	0,72
Fosfor plak bitewing	0,81	0,61	0,61
Standart program	0,80	0,78	0,76
Ortogonal program	0,74	0,75	0,73
Ekstraoral bitewing program	0,74	0,77	0,71

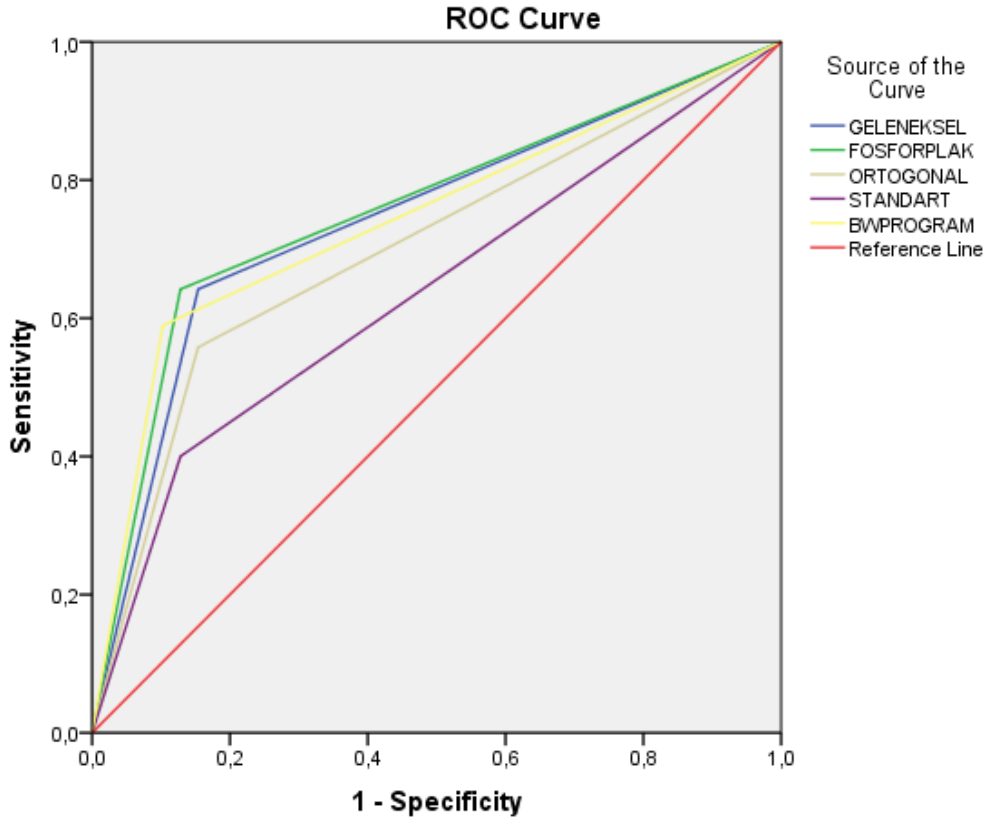
Çizelge 4.3 İkinci okumaya ait gözlemciler arası uyum tablosu

	Gözlemciler Arası Uyum 2.okuma		
	1.gözlemci- 2. gözlemci	1. gözlemci- 3. gözlemci	2.gözlemci- 3.gözlemci
Geleneksel bitewing	0,78	0,61	0,69
Fosfor plak bitewing	0,72	0,73	0,79
Standart program	0,76	0,78	0,67
Ortogonal program	0,69	0,61	0,77
Ekstraoral bitewing program	0,73	0,79	0,67

4.3. Yöntemlerin Arayüz Çürüklerinde Sensitivite, Spesifite ve Doğruluk (Az)

Değerleri

Gözlemcilerin verdiği radyografik skorlar ve histopatolojik (altın standart-gold standart) sonuçların karşılaştırılması için ROC analizi uygulanmış ve her bir yönteme ait ortalama Az değerleri (eğri altında kalan alan) hesaplanmıştır (Çizelge 4.4). Fosfor plak bitewing yöntemi en yüksek ortalama Az değerine sahipti (0,757), ekstraoral bitewing ile geleneksel bitewing ortalama Az değerleri (0.743-0.744) benzer bulunmuştur. En düşük ortalama Az değeri standart programa (0.636) aitti. Yöntemlere ait ROC eğrileri Şekil 4.1’de verilmiştir.



Diagonal segments are produced by ties.

Şekil 4.1 Yöntemlere ait ROC grafiği

Çizelge 4.4 Yöntemlere ait ortalama Az değerleri(Eğri altında kalan alan) (p<0.05)

YÖNTEMLER	Alan	Standart hata	Asimptotik değer	Asimptotik 95% Güven aralığı	
				En düşük Sınır	En yüksek sınır
Geleneksel bitewing	,744	,045	,000	,655	,833
Fosfor plak bitewing	,757	,044	,000	,671	,843
Ortogonal program	,702	,047	,000	,609	,795
Standart program	,636	,050	,014	,538	,734
Ekstraoral bitewing program	,743	,044	,000	,657	,830

Yöntemlerin gerçekte var olan çürüğü ayırma yeteneği değerlendirildiğinde, E/F filmler ile fosfor plakların ortalama sensitivite değerleri eşit (0.642) ve diğer yöntemlere göre daha yüksek bulunmuştur. Her bir yöntemin hesaplanan ortalama sensitivite, spesifisite, PPV, NPV, FPR ve FNR değerleri Çizelge 4.5’ te gösterilmiştir.

Çizelge 4.5 Yöntemlere ait sensitivite, spesifisite, pozitif prediktif değer, negatif prediktif değer, yanlış pozitif oranı.

	Sensitivite	Spesifisite	Pozitif Prediktif Değer	Negatif Prediktif Değer	Yanlış Pozitif Oranı	Yanlış Negatif oranı
Geleneksel bitewing	0.64	0.85	0.91	0.42	0.15	0.35
Fosfor plak bitewing	0.64	0.87	0.92	0.50	0.12	0.35
Standart program	0.40	0.87	0.88	0.37	0.12	0.60
Ortogonal program	0.56	0.85	0.89	0.44	0.15	0.44
Ekstraoral bitewing program	0.59	0.90	0.93	0.47	0.10	0.41

4.4. Yöntemlerin Çürük Derinliğine Göre Sensitivite, Spesifite ve Doğruluk (Az) Düzeyleri

Çürük düzeylerine göre yöntemler değerlendirildiğinde; mine düzeyinde en yüksek Az değeri ekstraoral program için 0.646 olarak bulunmuş ve diğer tüm yöntemler yetersiz kalmıştır (p>0.05). Mine-dentin bileşkesine ulaşan ve dentin dış yarısındaki çürüklerde en yüksek Az değerine (0.657), fosfor plak bitewing

yöntemi sahiptir. Standart programın bu düzeyde yine ayırım yapamadığı tespit edilmiştir. En iyi ayırım gücü dentin iç yarısındaki çürüklerde görülmüş ve yöntemlerin hepsinde Az alanları benzer (0.750-0.792) bulunmuştur (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.6 Yöntemlerin çürük düzeylerine göre Az değerleri

			Mine çürüğü	Mine-dentin bileşkesinde ve dış yarısındaki çürük	Dentin iç yarısındaki çürük
Geleneksel bitewing	Az %95 p	– Sh.* G.A.	0.591-0.058 0.476-0.705 p>0.05	0.616-0.052 0.513-0.719 p<0.05	0.750-0.094 0.565-0.935 p<0.05
Fosfor plak bitewing	Az %95 p	– Sh.* G.A.	0.576-0.059 0.461-0.692 p>0.05	0.657-0.052 0,556-0.758 p<0.05	0.750-0.094 0.565-0.935 p<0.05
Ortogonal program	Az %95 p	– Sh.* G.A.	0.601-0.059 0.486-0.717 p>0.05	0.642-0.052 0.541-0744 p<0.05	0.792-0.090 0.615-0.938 p<0.05
Standart program	Az %95 p	– Sh.* G.A.	0.519-0.058 0.404-0.633 p>0.05	0.575-0.053 0.472-0.679 p>0.05	0.750-0.094 0.565-0.935 p<0.05
Ekstraoral bitewing program	Az %95 p	– Sh.* G.A.	0.646-0.058 0.531-0.760 p<0.05	0.632-0,052 0.530-0.735 p<0.05	0.750-0.094 0.565-0.935 p<0.05

Az: ROC eğrisi altında kalan alan, Sh*.:Standart hata %95 G.A. :%95 Güven Aralığı

Çizelge 4.7' de yöntemlerin çürük düzeylerine göre sensitivite ve spesifisite değerleri verilmiştir. Mine düzeyinde ekstra oral bitewing (0.441) ve geleneksel (0.412) yöntemlerin sensitivitesi diğer yöntemlere göre yüksek bulunmuştur. Mine -dentin bileşkesinde ve dentin dış yarısındaki çürüklerde en yüksek sensitivite değeri fosfor plak bitewingler ile (0.408) elde edilmiştir. Dentin iç yarısındaki çürük düzeyinde ise yöntemler (0.50-0.58) birbirlerine yakın sensitiviteye sahip olarak tespit edilmiştir.

Çizelge 4.7 Çürük düzeylerine göre sensitivite ve spesifite değerleri

	Mine çürüğü		Mine-dentin bileşkesi ve dentin dış yarısındaki çürük		Dentin iç yarısındaki çürük	
	Sensitivite	Spesifite	Sensitivite	Spesifite	Sensitivite	Spesifite
Geleneksel bitewing	0.412	0.770	0.327	0.906	0.50	1
Fosfor plak bitewing	0.353	0.800	0.408	0.906	0.50	1
Ortogonal program	0.353	0.850	0.367	0.918	0.58	1
Standart program	0.147	0.890	0.245	0.906	0.50	1
Ekstraoral bitewing program	0.441	0.850	0.347	0.918	0.50	1

Çizelge 4.8 ' de her bir yöntemde radyografik olarak gerçek çürük derinliğinin daha alt değerlerinde yapılan skorlamaların yüzdeleri verilmiştir. En yüksek alt skor verilme oranı bütün yöntemler için mine-dentin bileşkesi (%87- %73) daha sonra mine düzeyinde (%74- %43) olmuştur.

Çizelge 4.8 Farklı çürük düzeylerine göre alt skor verilme yüzdeleri

	Mine SKOR 1	Mine – Dentin Bileşkesi SKOR 2	Dentin Dış Yarısı SKOR 2	Dentin İç Yarısı SKOR 3
Geleneksel bitewing	% 43	% 87	% 39	% 50
Fosfor plak bitewing	% 57	% 73	% 33	% 50
Standart program	% 74	% 77	% 72	% 50
Ekstraoral Bitewing program	% 49	% 77	% 39	% 50
Ortogonal Program	% 57	% 77	% 39	% 50

5. TARTIŞMA

Günümüzde koruyucu diş hekimliği ve minimal invaziv tedavi yaklaşımları, gelişen teknolojiye paralel olarak, üretilen ve kullanıma giren sistemlerle desteklenmektedir. Yeni geliştirilen sistemlerin yanı sıra geleneksel çürük teşhis yöntemlerinden biri olan radyograflar da teknoloji içerisinde gelişme göstererek bu konuda yerini korumaya devam etmektedir.

Çürük teşhis yöntemlerinin objektif olarak değerlendirilmesi gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumun yüksek olması ile sağlanabilir. Ayrıca çalışma öncesi gözlemcilerin kalibre edilmesi gerekliliği de vardır [49]. Bunun için çalışma öncesinde yirmişer adet periapikal ve panoramik görüntü gözlemciler tarafından skorlandırılmış ve tartışılmıştır. Gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesinde kappa istatistiği hesaplanmıştır [143,145].

Avrupa Radyasyondan korunma yönetmeliğinin sınırlarında olmak kaydıyla, farklı kVp seçeneklerinin çürük teşhisi için fark yaratmadığı literatürde bildirilmiştir [153]. Bu çalışmada radyografların alınması sırasında verilecek dozlar pilot çalışmalarla elde ettiğimiz ve pulpa odası, dentin ve minenin optimum görüntülediği optimum dozlar esas alınarak uygulanmıştır.

Farklı intraoral dijital sistemlerin, farklı film tipleriyle karşılaştırıldığı çalışmaların pek çoğunda yöntemler arayüz çürüğü tespiti yönünden benzer bulunmuştur. Özellikle 90 lı yılların ortasından sonra yapılan çalışmalarda küçük mine çürüklerinin tespitinde dijital yöntemlerin geleneksel yöntemlere benzer [3,66,145] veya üstün [157] sonuçlar verdiği çalışmalar da rapor edilmiştir.

Syriopulos ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada E hızındaki filmlerle, Digora Optime /Soredex(Tuusula, Finland), DenOptix (Denstply/Gendex, Chicago,IL) fosfor plakları ve Sidexis (Sirona, Bensheim, Germany) ve Visualix (Gendex, Milan, Italy) CCD sistemlerini arayüz çürüklerinin tespitinde in vitro ortamda karşılaştırmış, E hızında filmler ile Digora arasında fark bulunmadığını belirtmişlerdir [159]. Çalışmamızda yöntemlere ait ortalama Az değerleri göz önüne alındığında en yüksek değer fosfor plaklara aitti, ancak filmlerle Az değerleri arasında belirgin farklılık yoktu. Bizim çalışmamız da mevcut çalışmalardan elde edilen bu sonuçları desteklemiştir.

Arayüz mine çürüğünün tespit edilmesinde dijital intraoral yöntemlerle, geleneksel filmlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda yöntemlerin performanslarıyla ilgili farklı sonuçlar elde edilmiştir.

Civera ve ark. (2007), D hızındaki film ve fosfor plak sistemi (Digora, Soredex, Finland) karşılaştırdıkları çalışmada mine ve dentin çürüklerinin dijital sistemde daha iyi tespit edildiğini bildirmişlerdir [38].

Moystad ve ark. (1996), in vitro ortamda yaptıkları bir çalışmada filtre edilmiş ve orijinal fosfor plak görüntüleriyle E hızındaki filmleri karşılaştırmışlar ve filtre edilmiş görüntülerin mine ve dentin çürüğünde daha başarılı olduğunu ifade etmişlerdir [113].

Abesi ve ark. (2012), kavitasyon oluşmamış dişlerin kullanıldığı bir çalışmada E hızındaki filmler, Digora PCT (Soredex, Finland) ve CCD Dixi3 (Planmeca, Finland) sistemlerini, arayüz çürük tespiti yönünden in vitro ortamda karşılaştırmıştır ve filmlerin sensitivitesi mine çürüğünde dijital sistemlerden daha yüksek, dentin çürüğünde benzer bulunmuştur [1]. Bizim çalışmamızda da Abesi ve ark. ile benzer olarak, geleneksel filmler, fosfor plaklara göre mine düzeyinde daha yüksek sensitiviteye sahipti, ancak skor 2 düzeyinde fosfor plaklar, gelenekselere göre daha yüksek sensitivite gösterdi. Bu sonuçlarda, kullanılan filtrasyon özelliğinin de katkısı olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamızda kullandığımız filmlerin F hızında olması ve daha düşük kontrast göstermesi geleneksel yöntem için dezavantaj olduğu söylenebilir.

Castro ve ark. (2007), E hızındaki filmlerle, direk dijital sistemi (Schick CMOS-APS, Sirona, Germany) arayüz çürük tespitinde karşılaştırdıkları bir çalışmada, yöntemleri mine çürüğü tespitinde yetersiz bulmuşlardır [37]. Mohtavipour ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada intraoral dijital sistemle (RVG, Trophy, Paris,France),

F hızındaki filmleri arayüz çürük tespiti yönünden karşılaştırmış ve yöntemlerin mine ve mine-dentin bileşkesine uzanan çürük düzeylerinde düşük Az değerine sahip olduğunu ifade etmişlerdir [112]. Bizim de çalışmamızda yöntemlerin Az değerleri, mine ve mine-dentin bileşkesindeki çürüklerde düşük bulunmuştur. Bunun en önemli nedeninin, posterior dişlerde kontak alanının

geniş olması ve bu düzeydeki çürüklerin sağlam mine dokusu tarafından gizlenmesi olabilir [46,173].

Pontual ve ark. (2010) yaptıkları araştırmada, mine düzeyindeki çürüklerin radyografik olarak doğru tespit edilmesinde, çürük derinliğinin artmasının etkili olmadığını ifade etmişlerdir [136]. Başka çalışmalarda ise radyografik çürük derinliğinin, histopatolojik derinliğin gerisinde kaldığı ifade edilmiştir [76,157]. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da tüm yöntemlerde özellikle mine ve mine dentin bileşkesi düzeyinde, yüksek oranda gerçek çürük derinliğinin altında skorlar verilmiştir. Mine çürüğü düzeyinde yöntemlerin sensitivitesi yetersiz bulunmuştur ve teşhiste yetersiz kalmışlardır.

Çalışmamızda kullandığımız görüntüleme yöntemleri arasında en yüksek sensitiviteyi geleneksel ve fosfor plak bitewing görüntülerinde elde edilmiştir. En düşük sensitivite düzeyi süperpozisyonların da en fazla görüldüğü standart panoramik görüntülerde gözlenmiştir. Ekstraoral bitewing ve ortogonal programlardaki süperpozisyonlar daha düşük düzeydeydi, bu durumun yanlış negatif oranını azaltıp, sensitivite düzeyini, standart programa göre yükselttiği düşüncesindeyiz. Ayrıca çalışmamızın dikkat çeken sürpriz bulgularından birisi, ekstraoral bitewing radyografların mine düzeyi çürüklerinde, düşük doğruluk seviyesi ve düşük sensitivite düzeyine sahip de olsa, sensitivite ve doğruluk düzeylerinin tüm yöntemlerden yüksek çıkmasıydı. Radyografi okumalarımızda da dikkat çeken bu duruma, intraoral yöntemlere nazaran, bukkal ve lingual tüberküllerin arayüz mine dokusunun her ikisine birden, X ışınlarının tam dik olarak gelmemesinden kaynaklandığını düşünüyoruz. Sonuç olarak hafif yatay gelen x-ışını, bukkal veya linguldeki tüberkülleri (dolayısıyla mine tabakalarını) birbirinden yatay yönde ayırarak, arayüzdeki iki kat sağlam minenin mevcut çürüğün üzerine süperpozisyonunu engelleyerek (arayüzdeki minenin büyük kısmı daha az densiteye sahip dentin üzerine, küçük bir miktarı da arayüz boşluğuna süperpoze oluyor) çürüğün daha net seçilebildiği görüşündeyiz. Ancak bu iddiamız ve gözlemimiz yeni bir çalışmayla doğrulanmalıdır.

Günümüze kadar, arayüz çürüklerinin değerlendirildiği, çalışmamızdaki gibi dijital panoramik ve intraoral radyografların birlikte ele alındığı sınırlı sayıda

çalışma mevcuttur [4,7,86]. Ayrıca var olan bu çalışmalara fosfor plaklar da dahil edilmemiştir. Akkaya ve ark. (2006) geleneksel panoramik ve geleneksel bitewingleri arayüz çürüklerinin teşhisi yönünden karşılaştırdıkları çalışmalarında, panoramik radyografların tek başına tüm dentisyon için yetersiz olduğunu ifade etmiş ve panoramiklerle birlikte alınan bitewing ve anterior periapikal filmlerin, full mouth serilerle benzer diagnostik doğruluğa sahip olduğunu bildirmiştir [7]. Bu çalışmada altın standart olarak “gözlemci fikir birliği” (radyografik consensus) kullanılmıştır. Benzer şekilde Akarşan ve ark. nın (2008) arayüz çürüklerinin teşhisinde in vivo ortamda yaptıkları çalışmada dijital panoramik görüntüleri (Orthoralix 9200 DDE, Gendex, Italy) ve geleneksel bitewingler (E hızında) karşılaştırılmış ve dijital panoramik görüntüler, filmlere göre başarısız bulunmuştur [4]. Bu çalışmada da, bizden farklı olarak, gözlemcilerin fikir birliği altın standart olarak kullanılmış ve yöntemlerin doğruluk değerleri bunun üzerinden hesaplanmıştır. Ancak gözlemcilerin fikir birliğinin, gerçek durumu ortaya koyamayacağı ifade edilmiştir. Bu eleştirilerde, diagnostik doğruluğun (ROC analizi ile) elde edilmesinde, altın standartların belli kriterleri yerine getirmesi gerektiği savunulmuştur. Bu kriterlerden bir tanesi de hastalığın gerçek durumunu, histopatolojik olarak ortaya koyabilmesi gerekliliğidir. Gözlemcilerin fikir birliği, histopatolojik verilerin yerini alamayacağı için, yapılan çalışmanın sonuçları da güvenilir olmayacaktır denilmektedir [183]. Biz de çalışmamızda altın standart olarak histolojik verileri kabul ettik.

Kamburoğlu ve ark. (2012), panoramik görüntüleri (Planmeca Promax, Finland), aynı panoramik cihazın ekstra oral bitewing ve konvansiyonel bitewing (Kodak Insight E/F) görüntüleri ile arayüz çürüklerinin teşhisinde in vitro olarak karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, ekstraoral bitewing ve panoramik görüntüler arasında fark bulunmazken, intraoral bitewing en yüksek doğruluk değerine sahip bulunmuştur [86]. Bizim çalışmamızda intraoral yöntemler için benzer sonuçlar verse de, farklı olarak ekstraoral bitewing yöntemi standart panoramik görüntülerden daha doğru sonuçlar vermiştir. Bu durum cihazların projeksiyon geometrisindeki minor farklılıklardan kaynaklanmış olabilir. Bu çalışmada

yumuşak doku taklidi kullanılmamıştır. Ağız ortamında gerçekte var olan yumuşak dokular dişe ulaşan radyasyon miktarını etkilemektedir. Bunun için radyografik yöntemlerin karşılaştırıldığı birçok çalışmada akril, ve pvc blok gibi materyaller kullanılmıştır [78,96]. Biz de in-vitro olarak yaptığımız bu çalışmada yumuşak doku taklidini sağlamak için 12 mm kalınlığında akril blok kullandık [77,145,159].

Scarfe ve ark. (1994) yaptıkları arayüz çürüklerinin teşhis edilmesiyle ilgili çalışmasında, intraoral bitewing, geleneksel panoramik ve ortogonal görüntüleri in vivo ortamda, gözlemcilerin fikir birliği altın standart kabul edilerek karşılaştırmışlar ve geleneksel bitewingleri panoramik görüntülerden üstün, standart ve ortogonal programları benzer doğrulukta tespit etmişlerdir [143]. Farklı olarak yaptığımız çalışmada, arayüz çürük tespitinde ortogonal program, standart programa göre daha başarılı bulunmuştur. Bu durum, geleneksel ve dijital panoramik cihazlar arasındaki farklılık ve çalışma dizaynından kaynaklanmış olabilir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

* Fosfor plak bitewing görüntüleri, çalışmada yürütülen yöntemler arasında arayüz çürüklerinin teşhisinde en yüksek doğruluk düzeyine sahip olan yöntemdir. Fosfor plaklar, filmlere olan yüksek doğruluk düzeyi ve diğer avantajları (düşük radyasyon dozu, banyo işlemleri içermemesi vb.) nedeniyle arayüz çürüklerinin teşhisinde geleneksel yöntemlere göre tercih edilebilir.

* Standart panoramik görüntüler, arayüz çürüklerinin teşhisinde süperpozisyonlar nedeniyle tüm yöntemlere göre en düşük doğruluk değerine sahiptir. Panoramik cihazlarında geliştirilen bitewing ve ortogonal programlar, süperpozisyonların azalmasını sağlamaktadır. Bu yüzden intraoral radyograflerin alınmadığı durumlarda arayüz çürüklerinin değerlendirilmesi için ekstraoral bitewing ve ortogonal programlar az olan süperpozisyonları nedeniyle tercih edilebilir.

* Çalışmada kullanılan tüm yöntemlerin sensivite düzeyleri, mine çürüklerinin tespitinde hala yetersizdir.

KAYNAKLAR

1. Abesi, F., Mirshekar, A., Moudi, E., Seyedmajidi, M., Haghanifar, S., Haghghat, N., Bijani, A. (2012). Diagnostic accuracy of digital and conventional radiography in the detection of non-cavitated approximal dental caries, *Iran J Radiol*, 9(1), 17-21.
2. Aljehani, A., Yang, L., Shi, X.Q. (2007). In vitro quantification of smooth surface caries with DIAGNOdent and the DIAGNOdent pen, *Acta Odontol Scand*, 65 (1), 60-63.
3. Alkurt, M.T., Peker, I., Bala, O., Altunkaynak, B. (2007). In vitro comparison of four different dental X-ray films and direct digital radiography for proximal caries detection, *Oper Dent*, Sep-Oct, 32(5), 504-9.
4. Akarslan, Z.Z., Akdeveliođlu, M., Gungör K., Erten H. (2008). A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images for approximal caries detection in posterior teeth , *Dentomaxillofac Radiol*, 37, 458-463.
5. Akdeniz, B.G. (1999). Periapikal doku deđişiklikleri ve dijital radyografi, *Dishek Klinik Der*, 12(2), 52-56.
6. Akgül, H.M., Yılmaz, A.B. (1998). Direkt dijital radyografi (DDR), *Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg*, 8(1),100-104.
7. Akkaya ,N., Kansu, O., Kansu, H., Cagirankaya, L.B., Arslan, U. (2006). Comparing the accuracy of panoramic and intraoral radiography in the diagnosis of proximal caries, *Dentomaxillofac Radiol* , 35(3),170-4.
8. Anas, A., Asaad, J., Tarboush, K. (2010). A Comparison of intraoral digital imaging modalities: Charged Couple Device versus Storage Phosphor Plate, *Int J Health Sci*, 4(2), 156-167.
9. Anderson, P., Elliot, J. (1992). Subsurface Demineralization in Dental Enamel and Other Permeable Solids During Acid Dissolustion, *J Dent Res*, 71, 1473-1481.
10. Angmar-Mansson, B., Bosch, J.J. (1993). Advances in methods for diagnosis coronal caries, *Adv Dent Res*, 7,70-79.

11. Angmar-Mansson, B., Al-khateebj, Traneus, J. (1998). Caries diagnosis, J Dent Educ, 62,771-779.
12. Araújo, F.B., Araújo, D.R., Santos, C.K., Souza, M.A. (1996). Diagnosis of approximal caries in primary teeth: radiographic versus clinical examination using tooth separation, Am J Dent, 9(2), 54-56.
13. Arıĝ, Ö., (1981). Aĝız Mikrobiyolojisi, Çeliker Matbaacılık, İstanbul .
14. Arnold, W.H., Konopka, S., Kriwalsky, M.S., Gaengler, P. (2003). Morphological analysis and chemical content of natural dentin carious lesion zones, Ann Anat, 185(5), 419-424.
15. 26. Ashley, P.F., Blinkhorn, A.S., Davies, R.M. (1998). Occlusal caries diagnosis: An in vitro histological validation of the ECM and other methods, J Dent, 26, 83-88.
16. Aydın, Ü., Alasya, D. (1992). Dişhekimliğinde direkt dijital radyografi, Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg, 8(2), 78-84.
17. Bader, J.D., Shugars, D.A., Bonito, A.J. (2001). Systematic reviews of selected dental caries diagnosis and management methods, J Dent Edu, 65(10), 960-968.
18. Baelum, V., Hintze, H., Wenzel, A., Danielsen, B., Nyvad, B. (2012). Implications of caries diagnostic strategies for clinical management decisions, Community Dent Oral Epidemiol, 40(3), 257-66.
19. Baumgartner, A., Dichtl, S., Hitzenberger, C.K., Sattmann, H., Robl, B., Moritz, A., Fercher, AF., Sperr, W. (2000). Polarization-sensitive optical coherence tomography of dental structures, Caries Res. 34(1), 59-69.
20. Bayırlı, G., Şirin, Ş. (1985). Restoratif Tedavi, Taş Matbaası, İstanbul.
21. Bedard, A., Davis, T.D., Angelopoulos, C. (2004). Storage Phosphor Plates: How Durable are they as a Digital Dental Radiographic System?, J Contemp Dent Pract, 2(5):057-069.
22. Bence, R. (1976). Handbook of Clinical Endodontics, St. Louis, Mosby
23. Benedict, H.C. (1928). A note on the fluorescence of teeth in ultra-violet rays. Science, 67(1739),442.

24. Berkhout, E., Sanderink G., van der Stelt, P. (2003). Digital intraoral radiography in dentistry. Diagnostic efficacy and dose considerations, *Oral Radiol*, 19,1-13.
25. Berry, H.M.Jr. (1983). Cervical burnout and Mach band: two shadows of doubt in radiologic interpretation of carious lesions, *J Am Dent Assoc*, 106(5), 622–625.
26. Bhaskar, S.N. (1990). *Orban's Oral Histology and Embryology*, St. Louis, Mosby.
27. Bhaskar, S.N. (1990). *Orban's Oral Histology and Embryology*, St. Louis, Mosby.
28. Bille, J., Thylstrup, A. (1982). Radiographic diagnosis and clinical tissue changes in relation to treatment of approximal carious lesions, *Caries Res*, 16,1-6.
29. Bindslev, F.H., Mjer, I.A. (1988). *Modern concepts in operative dentistry* Munksgaard Denmark.
30. Bjorndal, L., Mjor, I.A. (2001). Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries--characteristics of lesions and pulpal reactions, *Quintessence Int*, 32 (9), 717-736.
31. Bloemendal, E., de Vet, H.C., Bouter, L.M. (2004). The value of bitewing radiographs in epidemiological caries research: a systematic review of the literature, *J Dent*, 32(4), 255-64.
32. Borg, E., Gröndahl, H.G. (1996). On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intraoral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor system, *Dentomaxillofac Radiol*, 25(2),82-88.
33. Bramante, C.M., Bramante, A.S., Souza, R.E., Moraes, I.G., Bernardineli, N., Garcia, R.B. (2008). Evaluation of the effects of processing delays and protective plastic cases on image quality of a photo stimulable phosphor plate system, *J App Oral Sci*, 16,350-354.
34. Brennan, J. (2002). An introduction to digital radiography in dentistry, *Journal of Orthodontics*, 29(1), 66-69.

35. Burger, C.L., Mork, T.O., Hutter, J.W., Nicol, B. (1998). Direct Digital radiography versus conventional radiography for estimation of canal length in curved canals, *J Endod*, 25(4), 260-263.
36. Casamassimo, P.S. (1982). Radiographic considerations for special patients -- modifications, adjuncts, and alternatives, *American Academy of Pedodontics Special Issue, Radiology Conference*.
37. Castro, V.M., Katz, J.O., Hardman, P.K., Glaros, A.G., Spencer, P. (2007). In vitro comparison of conventional film and direct digital imaging in the detection of approximal caries, *Dentomaxillofac Radiol*, 36, 138–142.
38. Civera V.G., Silla J.M.A., Company J.M.M., Navarro, L.P. (2007). Approximal and occlusal dental caries Clinical and radiographic diagnosis of approximal and occlusal dental caries in a low risk population, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 12,E252-257.
39. Çakur, B. (2010). Diş çürüğü teşhisinde radyografik etkenler, *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 20(2), 119-122.
40. Darling, A.I. (1961). The selective attack of caries on the dental enamel, *Ann R Coll Surg Engl*, 29, 354-369.
41. Diniz, M.B., Rodrigues, J.A., Neuhaus, K.W., Cordeiro, R.C., Lussi, A. (2010). Influence of examiner's clinical experience on the reproducibility and accuracy of radiographic examination in detecting occlusal caries, *Clinical Oral Investig*, 14(5), 515-523.
42. Diniz, M.B., Rodrigues, J.A., Lussi A. (2012). Traditional and Novel Caries Detection Methods by Edited by Ming-yu Li *The Physics of Diagnostic Imaging Contemporary Approach to Dental* , Second Edition London: Oxford University Press.
43. Dowsett, D., Kenny, P.A., Johnston, R.E. (2006). *The Physics of Diagnostic Imaging 2. Edition*, CRC Press, 313-336.
44. Ekstrand, K.R., Ricketts, D.N., Kidd, E.A. (1997). Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth of the occlusal surface: an in vitro examination, *Caries Res*, 31, 224-31.

45. El-Housseiny, A.A., Jamjoum, H. (2001). Evaluation of visual, explorer and a laser device for detection of early occlusal caries, *J Clin Pediatr Dent*, 26(1), 41-48.
46. Eli, I., Weiss, E.I., Tzohar, A., Littner, M.M., Gelernter, I., Kaffe, I. (1996). Interpretation of bitewing radiographs. Part 1. Evaluation of the presence of approximal lesions, *J Dent*, 24, 379–383.
47. Emmot, L. (2002). Making sens of sensors a guide to choosing digital radiography sensors, *Dent Prod Rep*, 36-38.
48. Ernest, W.N. (2011). EAK Considerations for the Use of Ionizing Radiation in Dentistry.
49. Er, F. (2013). Farklı çürük teşhis yöntemlerinin aproksimal çürüklerde in vitro olarak değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Doktora tezi, Yakındoğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
50. Er, K., Yücel Beyaztaş, F., Akpınar, K.E. (2002). Direk dijital radyografinin kimlik tespitinde kullanımı, *Adli Tıp Derg*, 16(1), 63-69 .
51. Ergül, N. (1996). Arayüz çürüklerinin radyografik olarak saptanmasında görüntü kalitesinin etkisi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora tezi.
52. Espelid, I. (1986). Radiographic diagnosis and treatment decision on approximal caries, *Community Dent Oral Epidemiol*, 14, 265-70.
53. Espelid, I., Tveit, A.B., Fjellveit, A. (1994). Variations among dentists in radiographic detection of occlusal caries, *Caries Res*, 28(3).
54. Farman, A.G., Scarfe W.C., Schick D.B., Rumack P.M. (1995). Computed dental radiography : evaluation of a new charge-coupled device-based intraoral radiographic system, *Quintessence Int*, 26, 399-404.
55. Fejerskov, O. (1994). Textbook of clinical cariology, 2, 111-157.
56. Fejerskov, O., Nyvad B., Kidd, E.A.M. (2008). Pathology of dental caries, In: *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management*, 2. Edition Ed, Fejerskov, O., Kidd, E, Blackwell Munksgaard, Oxford.19-48.

57. Fejerskov, O., Nyvad B., Kidd, E.A.M. (2008). Radiography for caries diagnosis, In: Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management, 2. Edition Ed, Fejerskov, O., Kidd, E, Blackwell Munksgaard, Oxford.69-87.
58. Fortin, D.,Vargas, M.A. (2000). The spectrum of composites: new techniques and materials, J Am Dent Assoc, 131 Suppl, 26S-30S.
59. Fredriksen, N.L. (2000). Specialized Radiographic Technique In: Oral radiology: principles and interpretation, 4. Edition Ed, White, S.C. Pharoah, M.J. St. Louis, Missouri, Elsevier.
60. Friedman, J., Marcus, M.I. (1970). Transillumination of the oral cavity with use of fiber optics, J Am Dent Assoc, 80(4), 801-809.
61. Frommer, H.H., Jain, R.K. (1987). A comparative clinical study of group D and E dental film, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 63(6), 738-42.
62. Frommer, H.H., Stabulas-Savage, J.J. (2011). Radiology for the Dental Professional ninth ed. St. Louis, Mo: Elsevier Mosby, 291.
63. Fusayama, T., Terachima, S. (1970). Differentiation of Two Layers of Carious Dentin by Staining, J Dent Res, 49,1061-1067.
64. Gavala, S. (2009). Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography, Eur J Radiol, 71(1),42-48.
65. Gökalp, S., Güçüz Doğan, B. (2006). Türkiye Ağız-Diş Sağlığı Profili, 2004. T.C. Sağlık Bakanlığı Ana Çocuk Sağlığı ve Aile Planlaması Basımevi.
66. Haak, R., Wicht, M.J., Noack, M.J. (2001). Conventional, digital and contrast-enhanced bitewing radiographs in the decision to restore approximal carious lesions, Caries Res, 35(3), 193-9.
67. Haring, J.I., Jansen, L. (2000). Dental Radography Principles and Techniques, 2. edition, WB. Saunders, Philadelphia.
68. Harorlı, A., Yılmaz, A.B., Akgül, H.M. (2001). Radyolojide temel kavramlar ve radyodiagnostik, Atatürk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Ofset Tesisleri, Erzurum.
69. Hayakawa, Y., Farman, A.G., Scarfe, W.C., Kuroyanagi, K. (1996). Technical report: Processing to achieve high-contrast images with computed dental radiography. Dentomaxillofac Radiol, 25, 211-4.

70. Hayakawa, Y., Farman, A.G., Kelly, M.S., Kuroyanagi, K. (1998). Intra oral radiographic storage phosphor image mean pixel values and signal-to-noise ratio: effects of calibration, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 86, 601-605.
71. Heinrich-Weltzien, R., Kuhnisch, J., van der Veen, M., de Josselin de Jong, E., Stosser, L. (2003). Quantitative light-induced fluorescence (QLF)-a potential method for the dental practitioner, *Quintessence Int*, 34(3), 181-188.
72. Heinz von Seggern, (1999). Photostimulable X-Ray Storage Phosphors: a Review of Present Understanding Brazilian, *J Phys*, 29(2), 254-268.
73. Hellén-Halme, K., Peterson, A., Warfvinge, G., Nilson, M. (2008). Effect of ambient light and monitor brightness and contrast settings on the detection of approximal caries in digital radiographs: an in vitro study, *Dentomaxillofac Radiol*, 37, 380-384.
74. Hintze, H., Wenzel, A., Danielsen, B., Nyvad, B. (1998). Reliability of visual examination, fibre-optic transillumination, and bitewing radiography, and reproducibility of direct visual examination following tooth separation for the identification of cavitated carious lesions in contacting approximal surfaces, *Caries Res*, 32(3), 204-209.
75. Hintze, H., Wenzel, A., Danielsen B. (1999). Behaviour of approximal carious lesions assessed by clinical examination after tooth separation and radiography: a 2.5-year longitudinal study in young adults, *Caries Res*, 33(6), 415-22.
76. Hintze, H. ve Wenzel, A. (2002). Influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. *Dentomaxillofac Radiol*, 31, 44-49.
77. Hintze, H., Wenzel, A., Frydenberg, M. (2002). Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs, *Dentomaxillofac Radiol*, 31, 170–175.

78. Hintze, H., Wenzel, A. (2003) Diagnostic outcome of methods frequently used for caries validation. A comparison of clinical examination, radiography and histology following hemisectioning and serial tooth sectioning, *Caries Res*, 37(2),115-24.
79. Hopcraft, M.S., Morgan, M.V. (2005). Comparison of radiographic and clinical diagnosis of approximal and occlusal dental caries in a young adult population, *Community Dent Oral Epidemiol*, 33(3), 212-218.
80. <http://oralhealth.Dent.umich.edu/CDRAM/Explorers.htm>
81. Ismail, A.I., (1997). Clinical diagnosis of precavitated carious lesions. *Community Dent Oral Epidemiol*, 25,13-23.
82. Ismail, A.I. (2004). Visual and visuo-tactile detection of dental caries, *J Dent Res*, 83(Spec No C),C56-66.
83. Jacobsen, J.H., Hansen, B., Wenzel, A., Hintze H. (2004). Relationship between histological and radiographic caries lesion depth measured in images from four digital radiography systems, *Caries Res*, 38, 34–38.
84. Janhom, A., van der Stelt, P.F., van Ginkel, F.C., Geraets, W.G. (1999). Effect of noise on the compressibility and diagnostic accuracy for caries detection of digital bitewing radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*, 28,6-12.
85. Kalathingal, S.M., Moore, S., Kwon, S., Schuster, G.S., Shrout, M.K., Plummer, K. (2009). An evaluation of microbiologic contamination on phosphor plates in a dental school, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107(2), 279-82.
86. Kamburoğlu, K., Kolsuz, M.E., Murat, S., Yüksel, S.,Özen, T. (2012). Proximal caries detection accuracy using intraoral bitewing radiography, extraoral bitewing radiography and panoramic radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 41(6), 450-459.
87. Kato, H. (1991). Photostimulable phosphor radiography — Design considerations. Washington DC: American Association of Physicists in Medicine, *AFIP*, 731–770.

88. Keem, S., Elbaum, M. (1989). Wavelet representations for monitoring changes in teeth imaged with fiber-optic transillumination, *IEEE Trans Med Imaging*, 16, 653.
89. Kidd, E.A.M. (1989). "The carious lesion in the enamel", the prevention of dental disease, Oxford medical publications, 239-247.
90. Kidd, E.A.M. Pitts, B.N. (1990). A reappraisal of the bitewing radiograph in the diagnosis of posterior approximal caries, *Br Dent J*, 169, 195-200.
91. Kidd, E.A.M., Smith, B.G.N. (1990). *Pickard's Manual of Operative Dentistry*. 6.ed Oxford: Oxford University Press.
92. Kidd, E.A.M., Joyston-Bechal, S. (1997). *Essentials of Dental Caries*, 2. edition, Oxford University Press.
93. Kidd, E.A., Banerjee, A., Ferrier, S., Longbottom, C., Nugent, Z. (2003). Relationships between a clinical-visual scoring system and two histological techniques: a laboratory study on occlusal and approximal carious lesions, *Caries Res*, 37(2), 125-129.
94. Kidd, E.A., Fejerskov, O. (2004). What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms, *J Dent Res*, 83 Spec No C, C35-38.
95. Kidd, E.A.M. (2004). *Essentials of dental caries: The disease and its clinical management*, London: Oxford University Press.
96. Kielbassa, A. M., Paris, S., Lussi, A., Meyer-Lueckel, H. (2006). Evaluation of cavitations in proximal caries lesions at various magnification levels in vitro, *Journal of Dentistry*, 34, 817-822.
97. Kitagawa, H., Scheetz, J.P., Farman, A.G., (2003). Comparison of complementary metal oxidesemi-conductor and charge-coupled device intra oral X-ray detectors using subjective image quality, *Dentomaxillofac Radiol*, 32, 408-411.
98. Koray, F. (1981). *Diş Çürükleri*, İstanbul
99. Korkut, B., Tağtekin, A.D., Yanıkoğlu, F.Ç. (2011). *Diş Çürüklerinin Erken Teşhisi ve Teşhiste Yeni Yöntemler: QLF, Diagnodent, Elektriksel İletkenlik ve Ultrasonik Sistem*, *EÜ Dişhek Fak Derg*, 32, 55-67.

100. König, K., Flemming, G., Hibst R., (1998). Laser-induced autofluorescence spectroscopy of dental caries, *Cell Mol Biol (Noisy-le-grand)*, Dec, 44(8), 1293-1300.
101. Kuhnisch, J., Ifland, S., Tranaeus, S., Heinrich-Weltzien, R. (2009). Comparison of visual inspection and different radiographic methods for dentin caries detection on occlusal surfaces. *Dentomaxillofac Radiol*, 38 (7), 452-457.
102. Lillehagen, M., Grindefjord ,M., Mejare, I. (2007). Detection of approximal caries by clinical and radiographic examination in 9-year-old Swedish children, *Caries Res*, 41(3), 177-85.
103. Lu, D.P. (1992). A chemomechanical system for caries removal and glass ionomer cement to restore fixed partial denture abutments. *Spec Care Dentist*, 12 (6), 255-258.
104. Ludlow, J.B., Mol, A. (2009). Digital imaging, In: White SC, Pharoah MJ, eds. *Oral radiology. Principles and interpretation*, 6. edition. St. Louis, MO, Mosby El sevier, 78-99.
105. Lundeen, T.F., Robertson *Textbook of cariology* Munksgaard Denmark
106. Lurie, A.G., (2009). Panoramic Imaging In: White S, Pharoah MJ eds. *Oral Radiology Principles and Interpretation* 6.edition St.Louis, Missouri Mosby, 175-190.
107. Lussi, A. (1996). Impact of including or excluding cavitated lesions when evaluating methods for the diagnosis of occlusal caries, *Caries Res*, 30(6), 389-393.
108. Machiulskiene, V., Nyvad, B., Baelum, V. (1999). A comparison of clinical and radiographic caries diagnoses in posterior teeth of 12-year-old Lithuanian children, *Caries Res*, 33(5), 340-348.
109. Manisalı, Y., Koray, F. (1985). *Ağız-Diş Embriyolojisi ve Histolojisi*, Taş Matbaası, İstanbul.

110. Martins, M.G., Whaites, E.J., Ambrosano, G.M., Haiter Neto, F. (2006). What happens if you delay scanning Digora phosphor storage plates (PSPs) for up to 4 hours?, *Dentomaxillofac Radiol.*35(3), 143-146.
111. Michael, J. (2001). Effect Of pixel size and scintillator on image quality of A CCD-based digital X-ray imaging system, Leal Degree of Master of Science in Biomedical Engineering.
112. Mohtavipour, S.T., Shahsavari,F., Haghighat, A.S.J., Mohtavipour S.S., Malekshoar, M. (2012-2013). In vitro Comparison of Conventional Film and Direct Digital Radiography in Proximal Caries Detection, *Journal of Dentomaxillofacial Radiology, Pathology and Surgery*, 1(2),1-5.
113. Møystad, A., Svanaes, D.B., Risnes, S., Larheim, T.A., Grøndahl, H.G. (1996). Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film, *Dentomaxillofac Radiol*, 25(4), 202-206.
114. Murdoch Kinch, C.A. (2003). Minimal Invasive Dentistry, *J Am Dent Assoc*, 134, 87-95.
115. Murray, D., Whyte, A. (2002). Dental Panoramic Tomography: What the General Radiologist Needs to Know, *Clin Radiol*, 57,1-7.
116. Naylor, M.N. (1970). The Prevention of Dental Caries *Br Dent J*, 149,17-20
117. Nelvig, P.,Wing, K.,Welander U. (1992). Sens-a-Ray, a new system for direct digital radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 74, 818-823.
118. Neuhaus, K.W., Longbottom, C., Ellwood, R., Lussi, A. (2009). Novel lesion detection aids, *Monogr Oral Sci*, 21, 52-62.
119. Newburn, E. (1989). *Cariology Chicago*,3,248-258.
120. Newman, B., Seow, W.K, Kazoullis, S., Ford, D., Holcombe, T. (2009). Clinical detection of caries in the primary dentition with and without bitewing radiography, *Aust Dent J*, 54(1), 23-30.
121. Ng, S.Y., Ferguson, M.W.J., Payne, P.A., Slater, P. (1988). Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralized enamel in extracted human teeth, A new method for detecting early caries, *J Dent*, 16, 201-209.

122. Noujeim, M., Prihoda, T., McDavid, W.D., Ogawa, K., Seki, K., Okano, T., Sue, T., Langlais, R.P. (2011). Pre-clinical evaluation of a new dental panoramic radiographic system based on tomosynthesis method, *Dentomaxillofac Radiol*, 40: 42-46.
123. Ogawa, K., Langlais, R.P, McDavid, W.D., Noujeim, M., Seki, K., Okano, T., Yamakawa, T., Sue, T. (2010). Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method, *Dentomaxillofac Radiol*, 39,47–53.
124. Otis, L.L., Everett, M.J., Sathyam, U.S., Colston, B.W.Jr. (2000). Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry, *J Am Dent Assoc*.131(4), 511-514.
125. Oulis, C. (2000). Strategies for diagnosis and management for early carious lesions in the mixed dentition, *Europ J Pediatr Dent*, 1(1), 31-46.
126. Parks, E.T., Williamson, G.F. (2002). Digital radiography:An overview, *J Contemp Dent Pract*. 3(4),023-039.
127. Parks, E.T.(2008). Digital radiographic imaging: is the dental practice ready? *J Am Dent Assoc* 139,477-81.
128. Pasler, F. A., Visser, H. (2009). *Diş hekimliği radyolojisi*, Çev. Aydın Ü., Ankara, Atlas Kitapçılık.
129. Paurazas, S.B., Geist, J.R., Pink, F.E., Hoen, M.M., Steiman, H.R. (2000). Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89(3), 356-362.
130. Peers, A., Hill, F.J., Mitropoulos, C.M., Holloway, P.J. (1993). Validity and reproducibility of clinical examination, fibre-optic transillumination, and bitewing radiology for the diagnosis of small approximal carious lesions: an in vitro study, *Caries Res.*, 27(4), 307-311.
131. Pfeiffer, P., Schmage, P., Nergiz, İ., Platzer, U. (2000). Effects of diferent exposure values on diagnostic accuracy of digital images, *Quintessence Int*, 31,257-2560.

132. Pitts, N.B., Rimmer, P.A. (1992). An in vivo comparison of radiographic and directly assessed clinical caries status of posterior approximal surfaces in primary and permanent teeth, *Caries Res*, 26(2), 146-152.
133. Pitts, N.B. (1996). The use of bitewing radiographs in the management of dental caries: scientific and practical considerations, *Dentomaxillofac Radiol*, 25(1), 5-16.
134. Pitts, N.B. (1997). Diagnostic tool and measurements - impact on on appropriate care, *Community Dent Oral Epidemiol*, 25, 24-35.
135. Planmeca Promax 2D Panoramik Röntgen Cihazı Kullanım Kılavuzu.
136. Pontual, A.A., de Melo, D.P., de Almeida, S.M., Boscolo, F.N., Haiter Neto, F. (2010). Comparison of digital systems and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries, *Dentomaxillofac Radiol*, 39,431–436.
137. Poorterman, J.H., Aartman, I.H., Kieft, J.A., Kalsbeek, H. (2000). Value of bitewing radiographs in a clinical epidemiological study and their effect on the DMFS index, *Caries Res*, 34(2), 159-163.
138. Raggio, D.P., Braga, M.M., Rodrigues, J.A., Freitas, P.M., Imperato, J.C., Mendes, F.M. (2010). Reliability and discriminatory power of methods for dental plaque quantification, *J App Oral Sci*, 18(2),186-193.
139. Reis, A., Mendes., F.M., Angnes, V., Angnes, G., Grande, R.H., Loguercio, A.D. (2006). Performance of methods of occlusal caries detection in permanent teeth under clinical and laboratory conditions, *J Dent*, 34(2), 89-96.
140. Robinson, C., Shore, R.C., Brookes, S.J., Strafford, S., Wood, S.R., Kirkham, J. (2000). The chemistry of enamel caries, *Crit Rev Oral Biol Med*, 11(4),481-495.
141. Rockenbach, M.I., Veeck,E.B., da Costa, N.P. (2008). Detection of proximal caries in conventional and digital radiographs: an in vitro study *Stomatologija, Stomatologija, Baltic Dent Maxillofac J*, 10,115-120.
142. Rodrigues,J.A., Hug, I.,Neuhaus K.W.,Lussi, A. (2011) Light emitting diode and laser fluorescence -based devices in detecting occlusal cariesi, *J Biomed Opt* 16(10)107003-1-107003-5.

143. Scarfe, W.C., Langlais, R.P., Nummikoski, P., Dove, S.B., McDavid, W.D., Deahl, S.T., Yuan, C.H. (1994). Clinical comparison of two panoramic modalities and posterior bitewing radiography in the detection of proximal dental caries, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 77(2), 195-207.
144. Schneiderman, A., Elbaum, M., Schultz, T. (1997). Assesment of dental caries with DIFOTI: In vitro study, *Caries Res*, 31, 103-110.
145. Senel, B., Kamburoğlu, K., Uçok, O., Yüksel, S.P., Özen, T., Avsever, H. (2010). Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries, *Dentomaxillofac Radiol*, 39, 501–511.
146. Shi, X.Q., Tranaeus, S., Angmar-Mansson, B. (2001). Comparison of QLF and DIAGNOdent for quantification of smooth surface caries, *Caries Res*, 35 (1), 21-26.
147. Silva Neto, J.M., dos Santos, R.L., Sampaio, M.C., Sampaio, F.C., Passos, I.A. (2008). Radiographic diagnosis of incipient proximal caries: an ex-vivo study, *Braz Dent J*, 19(2), 97-102.
148. Silverstone, L.M. (1968). The surface zone in caries and in caries-like lesions produced in vitro. *Br Dent J*, 125 (4), 145-157.
149. Silverstone, L.M., Poole, D.F. (1968). The effect of saliva and calcifying solutions upon the histological appearance of enamel caries, *Caries Res*, 2(1), 87-93.
150. Sinanoğlu, A. (2011). Fosfor Plak Sistemleri ile Dijitale Geçerken, *Dentalife* 35,18.
151. Sköld-Larsson, K., Sollenius, O., Petersson, L.G., Twetman, S. (2009). Effect of topical applications of a novel chlorhexidine-thymol varnish formula on mutans streptococci and caries development in occlusal fissures of permanent molars, *J Clin Dent*, 20(7), 223-226.
152. Soğur, E., Akdeniz, G. (2005). Dişhekimliğinde yeni bir görüntüleme teknolojisi: Optik koherens tomografisi (OCT), *Acta Odontol Turc*, 22(3), 195-200.

153. Sogur, E., Baksı, B.G., Orhan, K., Paksoy, S.C., Dogan, S., Erdal, Y.S. ve Mert, A. (2009). Effect of tube potential and image receptor on the detection of natural proximal caries in primary teeth, *Clin Oral Investig*, 15, 901-907.
154. Stanley, H.R., Pereira, J.C., Spiegel, E., Broom, C.,Schultz, M. (1983). The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age, *J Oral Pathol*, 12 (4), 257-289.
155. Stookey, G.K., Jackson, R.D., Ferreira Zandona, A.G., Analoui, M. (1999). Dental caries diagnosis, *Dent Clin North Am*, 43, 665-677.
156. Sturdevant, C.M., Barton, R.E., Sockwell, C.L., Strickland, W.D. (1985). *The Art and Sciences of operative Dentistry*, 2. edition, St. Louis Mosby
157. Svanaes, D.B., Moystad, A., Larheim, T.A. (2000). Proximal caries depth assessment with storage phosphor versus film radiography. Evaluation of the caries-specific Oslo enhancement procedure, *Caries Res*, 34,448–453.
158. Svenson, B., Petersson, A. (1989). Accuracy of radiographic caries diagnosis using different X-ray generators, *Dentomaxillofac Radiol*, 18, 68-71.
159. Syriopoulos, K., Sanderink, G.C., Velders, X.L., van der Stelt, P.F. (2000). Radiographic detection of proximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems, *Dentomaxillofac Radiol*, 29,312–318.
160. Tağtekin, D.A., Özyoney, G., Baseren, M., et al. (2008). Caries detection with DIAGNOdent and ultrasound, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106(5), 729-735.
161. Terauchi, T., Matsuda, Y., Araki, K., Seki, K., Okano, T. (2013). Analysis of signal fading of photostimulable phosphor plate system and its effect on accuracy in detection proximal caries, *Dent Med Res*, 33(1), 68-75.
162. Theodore, R., Harold, O.D., Edward, J.S. (2006). *Sturdevant 's Art and Science of Operative Dentistry*, Mosby.
163. Thoms, M. (2006). Detection of intraoral lesions using a fluorescence camera. *Lasers Dent. XII Proc. SPIE*, 6137(5), 1-7.

164. Twetman, S., Axelsson, S., Dahlen, G., Espelid, I., Mejare, I., Norlund, A., Tranaeus, S. (2013). Adjunct methods for caries detection: A systematic review of literature, *Acta Odontol Scand*, 71(3-4), 388-397
165. Uffenbeck, J. (1985). *Microcomputers and microprocessors*, 10. Edition, Prentice-Hall, New Jersey, 6.
166. Vaarkamp, J., ten Bosch, J.J., Versendchot, E., Bronkhorst E.M. (2000). The real performance of bitewing radiography and fiber-optic transillumination in approximal caries diagnosis, *J Dent Res*, 79, 1747-1751.
167. Valera, F.B., Fernandes, T.M.F., de Souza R.E., Valera, R.C. Mondelli, J. (2005). Morphometric analysis of the occlusal surface: the influence on the prevalence of carious lesions, *Salusvita, Bauru*, 24, 301-308.
168. Van der Veen M.H, de Josselin de Jong, E. (2000). Application of quantitative light-induced fluorescence for assessing early caries lesions. In: *Assessment of oral health: diagnostic techniques and validation criteria*. Ed: Faller RV, *Monogr Oral Sci*, Basel, Switzerland, Karger, 17, 144–162.
169. Verdonschot, E.M., Bronkhorst, E.M., Wenzel, A. (1991). Approximal caries diagnosis using fiber optic transillumination: a mathematical adjustment to improve validity, *Community Dent Oral Epidemiol*, 19(6), 329-332
170. Verdonschot, E.H., Bronkhorst, E.M., Burgersdijk, R.C., Konig, K.G., Schaeken, M.J., Truin, G.J. (1992). Performance of some diagnostic systems in examinations for small occlusal carious lesions, *Caries Res*, 26(1), 59-64.
171. Versteeg, C.H., Sanderink, G.C., van Ginkel FC, van der Stelt, P.F. (1998). Effects of calibration and automatic grey scale adjustment on detectability of simulated bone lesions using a storage phosphor system, *Dentomaxillofac Radiol*, 27, 240-244.
172. Weerheijm, K.L., H.J., Bast, A.J., Kieft, J.A., Eijkman, M.A., Van Amerongen, W.E. (1992). Clinically undetected occlusal dentine caries: a radiographic comparison, *Caries Res*, 26(4), 305-309.

173. Weiss, E.I., Tzohar, A., Kaffe, I., Littner, M.M., Gelernter, I., Eli, I. (1996). Interpretation of bitewing radiographs, Part 2. Evaluation of the size of approximal lesions and need for treatment, *J Dent*, 24, 385–388.
174. Welander, U., McDavid, W.D., Morris, C.R. (1983). A method of increasing the anterior layer thickness in rotational panoramic radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 12(2),133-136.
175. Wenzel, A., Fejerskov, O. (1992). Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars, *Caries Res*, 26(3), 188-194.
176. Wenzel, A., Verdonschot, E.H., Truin, G.J.,Konig, K.G. (1992). Accuracy of visual inspection, fiber-optic transillumination, and various radiographic image modalities for the detection of occlusal caries in extracted non-cavitated teeth, *J Dent Res*, 71 (12), 1934-1937.
177. Wenzel, A. (1995). Current trends in radiographic caries imaging, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 80(5),527-539.
178. Wenzel, A., Gröndahl, H.G. (1995). Direct digital radiography in the dental office, *Int Dent J*, 45(1):27-34.
179. Wenzel, A. (1998). Digital radiography and caries diagnosis, *Dentomaxillofac Radiol*, 27, 3-11.
180. Wenzel, A. (2004). Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions, *J Dent Res*, 83: Spec No C:C72–75.
181. Wenzel, A., Haiter-Neto, F., Gotfredsen, E. (2007). Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103, 418-422.
182. Wenzel, A. (2008). Dental Caries, White, S.C., Pharoah, M.J., editors. , *Oral radiology: principles and interpretation*. UK, PA: Mosby Elsevier, 270–281.
183. Wenzel A. (2009). Letter to the editor: Gold standard for the comparison of the diagnostic accuracy of panoramic images for approximal caries detection, *Dentomaxillofac Radiol* ,38, 245.
- 184.<http://www.elsevieradvantage.com/samplechapters/9780323086448/Chapter4.pdf>

185. <http://www.lightlabimaging.com/index.html>.03.06.04
186. http://www.uab.edu/radiography/RAD324Digital_Projection_Radiography_files/frame.htm#slide0099.htm (Refers to radiography exams the use “detectors” that convert X-ray energy into electrical signals.)
187. Whaites, E. (2006). *Essentials of Dental Radiography and Radiology*, 4. edition, Churchill Livingstone.
188. White, S.C., Pharoah, M.J. (2014). *Oral Radiology*, 7. Edition, Mosby St Louis, 42-44.
189. Wilson, N. (2013). Minimal invaziv diş hekimliği, Diş çürüklerinin tedavisi, İstanbul, 1-62.
190. Yalçın, Ç.F., Gürġan, S., Attar N. (2010). Çürük Mikrobiyolojisi, Hacettepe Diş Hek Fak Der, 34 (3-4),78-91.
191. Yanikođlu, Ç., Ozturk, F., Hayran, O., Analoui, M., Stookey, G.K. (2000). Detection of natural white spot lesions by an ultrasonic system, *Caries Res*, 34,225-232.
192. Yanikođlu, F.Ç., Arslantunalı, D. Akant, O., Stookey, G.K. (2001). Early detection of caries and its fluoridation by an ultrasonic system, In: Stookey GK editor *Early detection of dental caries3 Proceedings of the 4th Annual Indiana Conference Indianapolis Indiana School of Dentsitry*, 101-121.
193. Yasar, F. (2008). Dental caries, In: *Textbook of oral radiology*, Ed, Ghom, A.G.
194. Yeler, Y.D., Tařveren, S. ve Kaynar, O. (2006). Diş Hekimliğinde dijital ġorüntüleme yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, Supp 1*, 1-6.
195. Young, D.A., Featherstone, J.D. (2005). Digital Imaging Fiberoptic Transillumination, F speed radiographic film and depth of approximal lesions, *J Am Dent Assoc*, 136(12), 1682-1687.
196. Zakian, C.M., Taylor, A.M., Ellwood, R.P., Pretty. (2010). Occlusal caries detection by using thermal imaging, *J Dent*, 38(10), 788-795.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Melike KORALTAN

Doğum Yeri ve Tarih : Sivas, 21.12.1988

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dil : İngilizce

İletişim Adresi : Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi
Anabilim Dalı 58140 SİVAS

E-posta adresi : melikekoraltan@hotmail.com

Lise : Sivas Fen Lisesi 2003-2006

Yüksek Lisans : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi, 2006-2011

Uzmanlık Eğitimi : Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi
Anabilim Dalı, 2012-2015

İş Tecrübesi : Özel Mediyurt Tıp Merkezi 2011-2012

Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi 2012- 2015