

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI ÇÜRÜK TEŞHİS YÖNTEMLERİNİN APROKSİMAL
ÇÜRÜKLERDE İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diş Hek. Faruk ER

Restoratif Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Hikmet Solak

LEFKOŞA
2013

Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 08.03.2013

İmza

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Nuran ULUSOY

Jüri

Prof. Dr. Hikmet SOLAK

Jüri

Prof. Dr. Y. Meriç TUNCA

Jüri

Prof. Dr. Tuncer ÖZEN

Jüri

Prof. Dr. Kaan Orhan

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan ÇALIŞ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince hem akademik hem de hayata dair bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen saygıdeğer hocam, danışmanım Prof. Dr. Hikmet Solak'a,

Tez çalışmalarım sırasında bana karşı her zaman hoşgörülü olan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Nuran Ulusoy'a,

Hem öğrencilik hayatımda hem de akademik hayatımda benden desteğini, sevgisini ve tecrübelerini esirgemeyen, tanımaktan ve yanında olmaktan onur ve gurur duyduğum saygıdeğer hocam Prof. Dr. B. Ufuk Şakul'a,

Tez çalışmalarımındaki çok değerli katkıları sebebiyle başta Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi A.B.D.'dan Prof. Dr. Hamdi Çelik ve Doç.Dr. İlkan Tatar'a, Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji A.B.D.'dan Prof. Dr. Engin Deveci'ye, YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi öğretim üyesi Prof. Dr. Kaan Orhan'a ve YDÜ Eğitim Fakültesi'nden Yrd. Doç. Dr. Evren Hınçal'a

Tanıma fırsatı bulduğum ilk günden itibaren ağabeyliğini ve tecrübelerini esirgemeyen Doç. Dr. Atakan Kalender'e,

Anlayış ve yardımları sebebiyle başta Dr. Esra Cengiz olmak üzere birlikte çalıştığım için kendimi şanslı hissettiğim tüm çalışma arkadaşlarıma,

Özverisi, anlayışı, sabrı ile destek olan, zor günlerimde sevgisi ile bana güç veren, eşim Müge'ye,

Tüm kalbimle sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Er, F. Farklı çürük teşhis yöntemlerinin aproksimal çürüklerde in vitro olarak değerlendirilmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2013.

Minimal invaziv yaklaşım günümüz diş hekimliğinde giderek önem kazanmaktadır. Minimal invaziv yaklaşım çerçevesinde, çürük riski altındaki bireylerde, enfeksiyon durdurularak çürük kavitesi olmayan demineralize mine ve dentin dokularının remineralizasyonunun sağlanması, bunların zamanla kontrol edilerek gereken önlemlerin alınması amaçlanmaktadır. Bu durumun gerçekleşebilmesi, ancak lezyonların kavite oluşmadan önce tanısı mümkün olduğunda söz konusu olabilir. Bu amaçla günümüzde kullanılan ve yeni gelişen birçok çürük teşhis yöntemi vardır. Tez çalışmamızda bu teşhis yöntemlerinden ICDAS II gözle muayene kriterleri, dijital radyografi, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, diagnodent ve mikro bilgisayarlı tomografi yöntemlerinin erken safhadaki ara yüz çürüklerinin tespit ve değerlendirme performansları incelenmiş ve karşılaştırılmıştır. Bu amaçla otuz adet, ara yüzlerinde kavitasyon oluşmamış fakat opak/kahverengi renkleşme bulunan çekilmiş daimi insan dişleri kullanılmıştır. Dijital radyografi, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ve mikro bilgisayarlı tomografi yöntemleri (MBT) ile dişlerin görüntüleri alınmış, diagnodent okumaları gerçekleştirilmiş ve ICDAS II kriterleri kullanılarak gözle muayene edilmiştir. Üç farklı dijital radyografi yöntemi kullanılmıştır; bir CCD sistem (Planmeca) ve iki SPP sistemi (Digora ve Vistascan). Üç farklı dijital yöntemi içinde aynı zamanda farklı kVp ve ışınlama süreleri kullanılmış, kVp ve ışınlama sürelerindeki değişikliklerin çürük teşhisine etkileri de değerlendirilmiştir. KIBT ile incelemelerde su ve balistik jel olmak kaydıyla iki farklı yumuşak doku simülatörü kullanılmış ve kullanılan farklı yumuşak doku simülatörlerinin çürük teşhisine etkileri de bakılmıştır. Teşhis metodları ile incelemelerin bitiminde çalışmamızın altın standardı olan histolojik inceleme ile dişler incelenmiştir. Tüm yöntemlerden elde edilen görüntüler, diagnodent okumaları ve gözle muayene bağımsız üç gözlemci tarafından değerlendirilmiş ve skorlanmıştır. Elde edilen veriler Kappa korelasyon analizi, Spearman analizi, tek yönlü Anova analizi ve Roc analiz yöntemleri ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre dijital radyografi sistemleri erken dönemdeki ara yüz

Çürük teŖhisinde kullandığımız diğ er yöntemlere yetersiz kalmışlar aynı zamanda kullanılan farklı kVp ve ışınlama sürelerinin çürük teŖhisinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı görülmüştür. MBT ile alınan veriler ve histolojik inceleme bulguları neredeyse birebir uyumlu bulunmuştur. KIBT, diagnodent ve ICDAS II gözle muayene kriterleri de MBT kadar olmasa da erken dönemdeki ara yüz çürük teŖhisinde yüksek performans sergilemişlerdir. KIBT taramalarında kullanılan farklı yumuşak doku simülatörleri ile alınan veriler arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamamıştır.

Anahtar kelimeler: Ara yüz  r ğ , Mikro bilgisayarlı tomografi, Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, ICDAS II ve Diagnodent.

ABSTRACT

Er, F. Approximal caries detection in vitro evaluation of different methods of caries diagnosis Near East University Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Restorative Dentistry, Lefkoşa, 2013.

Minimally invasive dentistry approach is becoming increasingly important nowadays. Within the framework of a minimally invasive approach, individuals at risk for dental caries, dental caries infections have to be stopped for remineralization of undemineralized enamel and dentin tissues and intended to take the necessary precautions in time by controlling. However it is possible that the lesions can be diagnosed before the occurrence of the cavity to realize this situation. For this purpose, many dental caries diagnostic methods are currently used and emerging methods to diagnose. In our thesis study, ICDAS II criteria for visual inspection, digital radiography, cone beam computed tomography and micro-computed tomography methods in approximal caries detection and evaluation of the interface at an early stage performances are investigated and compared. For this purpose, thirty, uncavitated, opaque / brown discolored permanent human teeth were used in the study. Digital radiography, cone beam computed tomography (CBCT) and micro-computed tomography (MCT) methods have been used to take images from teeth, Diagnodent readings and visual inspection using ICDAS II criteria were performed. Three different methods were used in digital radiography, a CCD system (Planmeca) and two SPP system (Digora and Vistascan). At the same time in three different types of digital methods used we have been tried different kVp and exposure time, the diagnosis of caries effects of changes in kVp and exposure intervals are also evaluated. AT CBCT examinations ballistic gel and water used for soft tissue simulator to look at the effects of caries diagnosis with different soft tissue equivalents. At the end of the examinations histologic examination is used to be the gold standard in our study. The images obtained with all methods, Diagnodent readings and visual inspection evaluated were scored by three independent observers. The data obtained were evaluated statistically by Kappa correlation, Spearman, Anova and Roc analysis. According to our results, for digital radiography systems, different kVp and exposure times used in the diagnosis of dental caries did not cause

a statistically significant difference to detect early caries lesions. MCT data and histological examination findings were consistent. CBCT, Diagnodent and ICDAS II visual inspection criterias showed high performance for the diagnosis of early caries stage. Using different soft tissue simulators for CBCT has showed statistically no difference.

Key words: Approximal caries, MCT, CBCT, ICDAS II, Digital radiography and Diagnodent

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
TABLolar DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Diş Çürüğü	4
2.1.1 Plak	5
2.1.2 Diş Çürüğünün Morfolojisi	6
2.1.2.1 Mine çürüğü	6
2.1.2.2 Dentin çürüğü	9
2.2.Çürük teşhis yöntemleri	12
2.2.1. Dijital radyografi sistemleri	14
2.2.1.1 Dijital görüntüleme tipleri	17
2.2.1.1.1 Direkt Dijital Görüntüleme	17
2.2.1.1.1.1 Komponentleri	17
2.2.1.1.1.2 Direkt dijital radyografide rezolüsyon	20
2.2.1.1.1.3 Direkt dijital radyografinin kullanımı	22
2.3 ICDAS (International Caries Detection and Assessment System) ve ICDAS II Sistemi	23
2.3.1. ICDAS ne anlama gelir?	24
2.3.2 ICDAS II	24

2.3.2.1. Koronal çürüklerde gözle muayene ile diş çürüğü tespit kriterleri	26
2.3.2.2. Koronal çürük Kodları	26
2.3.2.2.1. Pit ve fissürlerde	26
2.3.2.2.2. Düz yüzeylerde (mesial ve distal)	28
2.3.2.2.3. Açık düz yüzeylerde (bukkal, lingual ve komşu diş olmadığı durumlarda mesial ve distalden direk gözleme izin veren vakalarda)	30
2.3.2.3. Koronal çürüklerde histolojik incelemede diş çürüğü tespit kriterleri	31
2.3.2.4. Koronal çürüklerde radyolojik muayenede diş çürüğü tespit kriterleri	32
2.4. Lazer floresans yöntemi	32
2.4.1. Diagnodent	33
2.4.1.1. Diagnodentin klinikte kullanımı	35
2.5. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) – Dental Volumetrik Tomografi (DVT)	36
2.5.1. Dental volumetrik tomografinin çalışma prensibi	38
2.6. Mikro bilgisayarlı tomografi	41
2.6.1. Mikrotomografinin temel ilkeleri	41
2.6.1.1. Görüntünün yeniden yapılandırılması	43
2.6.2. Diş hekimliğinde kullanımı	45
2.6.3. Skyscan 1174 sistemine genel bakış	46
2.7. Kantitatif ışık ölçümlü floresans (QLF)	46
2.8. Elektronik caries monitör (ECM)	47
2.9. Ultrasonik görüntüleme	47

2.10. Fiber optik transillüminasyon (FOTI)	48
2.11. Dijital fiber optik transillüminasyon görüntüleme (DIFOTI)	48
3. GEREÇ VE YÖNTEM	50
3.1.Çalışmaya Dâhil Edilecek Dişlerin Seçimi ve Saklanması	50
3.2. Gözlemcilerin Kalibrasyonu	50
3.3. Gözle Muayene	51
3.4. Radyolojik Muayene	52
3.4.1. Direk Dijital Radyografi Sistemleri ile inceleme	52
3.4.1.1. Digora Optime SPP sistemi ile inceleme	53
3.4.1.2 Vistascan SPP sistemi ile inceleme	54
3.4.1.3. Planmeca CCD sistemi ile inceleme	56
3.4.2 KIBT ile inceleme	57
3.4.3 Mikro Bilgisayarlı Tomografi incelemesi	58
3.5. Lazer Floresans yöntemi ile inceleme	60
3.6. Histolojik inceleme	62
3.7. İstatiksel değerlendirme	63
3.7.1. Gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi	63
3.7.2. Dijital radyografilerin çürük tespiti açısından ön değerlendirilmesi	64
3.7.3. Bütün yöntemlerin çürük tespiti ve derinliği açısından değerlendirilmesi	64
4. BULGULAR	65
4.1 Histolojik İnceleme Bulguları	65
4.2.Dağılımın İncelenmesi	67
4.3.Gözlemciler Arası Farkların Değerlendirilmesi	71

4.3.1 Digora SPP bulguları	71
4.3.2 Planmeca CCD bulguları	73
4.3.3 Vistascan SPP bulguları	74
4.3.4. MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent Bulguları	76
4.4. Çürük Tespit Açısından Değerlendirme Bulguları	77
4.4.1 Digora SPP	77
4.4.2 Planmeca CCD	78
4.4.3 Vistascan SPP	79
4.4.4 Digora SPP, Vistascan SPP ve Planmeca CCD bulguları karşılaştırması	80
4.4.5 MBT, KIBT su, KIBT balistik jel ve ICDAS II Çürük Tespit Bulguları	81
4.5 Çürük derinlikleri açısından yöntemlerin değerlendirilmesi	81
4.5.1 Digora SPP	81
4.5.2 Planmeca CCD	82
4.5.3 Vistascan SPP	82
4.5.4 Digora SPP, Vistascan SPP ve Planmeca CCD bulguları karşılaştırması	83
4.5.5 MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II ve Diagnodent Çürük Derinlik Bulguları	84
5. TARTIŞMA	87
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	112

KAYNAKLAR	114
YAYINLAR	125

SİMGELER VE KISALTMALAR

ICDAS	International Caries Detection and Assessment System
MBT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
ECM	Electric caries monitor
BT	Bilgisayarlı Tomografi
TIFF	Tagged Image File Format
Sn	Saniye
kVp	Kilo voltage power
mm	milimetre
cm	santimetre
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
BMP	Bitmap
CCD	Charged couple device
SPP	Storage phosphor plate
°C	Celcius
NIDCR	The National Institute of Dental and Craniofacial Research
ADA	American Dental Association
IADR	International Association for Dental Research

ŞEKİLLER

Şekil 2.1: ICDAS klinik kriterler eğitim şeması

Şekil 3.1. Mandibula

Şekil 3.2: Maxilla

Şekil 3.3: Dijital radyografi için modelleme

Şekil 3.4: Digora Optime tarayıcısı

Şekil 3.5: Visatscan tarayıcısı

Şekil 3.6: Balistik jel ile kaplanmış kafatası

Şekil 3.7. Akril bloklara gömülmüş dişler

Şekil 3.8: Skyscan MBT cihazına yerleştirilmiş diş örneği

Şekil 3.9: Diagnodent Pen cihazı

Şekil 4.1: Sağlam mine-skor 0

Şekil 4.2: Mine tabakasının dış yarısı ile sınırlı demineralizasyon-skor 1

Şekil 4.3: Mine iç yarısını ve dentin dış 1/3'ünü içeren demineralizasyon skor 2

Şekil 4.4: Dentinin orta 1/3'ünü içeren demineralizasyon skor3

Şekil 4.5: Nekrotik alanlar ve fibriler yapının bozulması, dentin karaltı şeklinde görülmüştür,

Tichrom Masson Boyama (Bar-100µm) çürük skoru-4

Şekil 4.6: Digora SPP ile 60 kvp0.08 sn. de çekilmiş radyograflar

Şekil 4.7: Planmeca CCD ile 60 kvp 0.032 sn. de çekilmiş radyograflar

Şekil 4.8: Vistascan SPP ile 60 kvp- 0.08 sn. de çekilmiş radyograflar

Şekil 4.9: MBT taraması ile elde edilen mesio-distal yönde aksiyel kesit görüntüleri

Şekil 4.10: KIBT tarama görüntülerinden aksiyel kesit görüntüsü

Şekil 4.11: Roc grafiği

TABLolar

Tablo 2.1. Diagnodent değeri tablosu

Tablo 3.1. Digora kVp miktarları ve ışınlama süresi süreleri

Tablo 3.2. Vistascan kVp miktarları ve ışınlama süresi süreleri

Tablo 3.3. Planmeca kVp miktarları ve ışınlama süresi süreleri

Tablo 3.4. Diagnodent skor tablosu

Tablo 3.5. Histolojik inceleme için ICDAS II diş çürüğü skor tablosu

Tablo 4.1. Histolojik inceleme çürük skoru-diş sayısı

Tablo 4.2. Kolmogrov-Smirnov Test

Tablo 4.3. Digora-çürük skoru özet tablosu

Tablo 4.4: Planmeca-çürük skoru tablosu

Tablo 4.5. Vistascan-çürük skoru özet tablosu

Tablo 4.6. MBT, ICDAS II, KIBT balistik jel, KIBT su ve Diagnodent çürük skor özet tablosu

Tablo 4.7. Digora SPP için Kappa analiz sonuçları

Tablo 4.8. Digora SPP için Spearman analiz sonuçları

Tablo 4.9. Planmeca CCD için Kappa analiz sonuçları

Tablo 4.10. Planmeca CCD için Spearman analiz sonuçları

Tablo 4.11. Vistascan SPP için Kappa analiz sonuçları

Tablo 4.12. Vistascan SPP için Spearman analiz sonuçları

Tablo 4.13. MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent için Kappa analiz sonuçları

Tablo 4.14. MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent için Spearman analiz sonuçları

Tablo: 4.15. Digora SPP tek yönlü anova analizi sonuçları.

Tablo 4.16: Planmeca CCD tek yönlü anova analizi sonuçları

Tablo 4.17. Vistascan SPP için tek yönlü anova analizi sonuçları

Tablo 4.18. Digora, Planmeca ve Digora karşılaştırmalı analiz tablosu

Tablo 4.19. MBT, KIBT balistik jel ve KIBT su için standart uyumu

Tablo 4.20. MBT, KIBT balistik jel ve KIBT su için tek yönlü anova analiz sonuçları

Tablo 4.21. Digora SPP için tek yönlü anova analizi sonuçları

Tablo 4.22. Planmeca CCD için tek yönlü anova analizi sonuçları

Tablo 4.23. Vistascan SPP için tek yönlü anova analizi sonuçları

Tablo 4.24. Digora, Planmeca ve Digora karşılaştırmalı analiz tablosu

Tablo 4.25. MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II ve Diagnodent için tek yönlü anova analizi sonuçları

Tablo 4.26. Roc analizi alan tablosu

1.GİRİŞ

Diş çürüğü bilinen en eski hastalıklardan birisidir. Eski Sümer kayıtlarında Niffer yakınlarında ve aşağı Mezopotamya’da pek çok çamur tablette en eskisi 7000 yıllık olan kayıtlarda diş çürüğünden bahsedilmektedir. Herhangi bir hastalığın gerçek anlamda tedavisi hastalığın teşhisi ile mümkündür. Diğer bütün hastalıklarda olduğu gibi diş çürüğünde de erken teşhis daha kolay ve rahat aynı zamanda maliyeti daha düşük, bir tedavi seçeneğini de beraberinde getirmektedir.

Klinik olarak çürük teşhisi, çürüğün belirlenmesi, riskin belirlenmesi, koruyucu stratejilerin belirlenmesi gibi kavramları içinde barındıran ve klinikte karar verebilmeyi kolaylaştıran önemli bir anahtardır. (Baelum, 2006) Diş hekimliğinde; zamanında, kesin ve doğru yapılan bir tanı başarılı bir tedavi uygulamasının ilk adımıdır.

Koruyucu diş hekimliği; çürük diaagnozunu, diş çürüğü proflaksisini ve başlangıç çürüklerinin mikroskobik düzeyde tedavi edilmesini kapsar. Restoratif diş tedavisinde, “minimal madde kaybı, maksimum restorasyon” görüşü bugün bir adım daha ileri giderek yerini “minimal invaziv tedaviye” bırakmıştır (Fusayama, 1997; Pitts, 2011). Günümüzde minimal invaziv yaklaşım çerçevesinde, çürük riski altındaki bireylerde, enfeksiyon durdurularak çürük kavitesi olmayan demineralize mine ve dentin dokularının remineralizasyonunun sağlanması, bunların zamanla kontrol edilerek gereken önlemlerin alınması amaçlanmaktadır. (Pitts, 2011; White ve Eakle, 2000). Bu durumun gerçekleşebilmesi, ancak lezyonların kavite oluşmadan önce tanısı mümkün olduğunda söz konusu olabilir. Çürük diaagnozunda, lezyonun aktif, hızlı veya pasif, yavaş ilerleyen veya duraklamış olduğu gözlenebilmelidir. (Ismail, 1997). Bu bilgiler olmadan ideal bir tedavi planlaması yapmak mümkün değildir. Diş çürüğünün, fissürlerden dentin derinliklerine doğru ilerledikçe klinikte saptanması güçleşir. Başlangıç safhasında sub-klinik düzeydeki mine çürüklerinin, kavite oluşmamış dentin çürüklerinin, restorasyon çevresindeki rekürent veya sekonder ve subgingival kök çürüklerinin klinikte belirlenmesi güç olabilir. Çoğunlukla yardımcı ekipmanlara gereksinim duyulmaktadır (Pitts, 1997).

Çürük teşhis yöntemleri klinik muayene ve radyografik muayenedir. Klinik muayene inspeksiyon, sondla muayene ve hastanın anamnezini içerirken; radyografik muayene ise hastadan alınan radyograflardır. Yalnızca klinik yöntemlerle muayene sonucu teşhis edilememiş çürüklere rastlanılmaktadır. (Chu, 2008; Şener, 2009; Tantradi, 2010). Bu da klinik muayenenin yanında muhakkak radyolojik diagnostik yöntemlerin de kullanılmasını zorunlu kılmaktadır. Ancak gerek görsel yanılsamalar ve gerekse de radyografik tekniğe bağlı etkenler (ışınlama parametreleri, filmin yapısı, film banyosu gibi) dış çürüklerinin tespitinde önemli bir değere sahip olan radyograflarda gözlemciyi kararsızlığa düşürebilir veya hatalı çürük teşhisi koyulmasına sebep olabilir (Dove, 2001) Servikal burnout, optik yanılsama, mach band etkisi, radyolusent restorasyonlar, dişsel anomaliler ve teknik hatalar (ışınlama hataları, projeksiyon hataları) tanıda yanılsamalara neden olan faktörlerdendir (Çakur, 2010).

Radyolojik yöntemler özellikle son yirmi yılda ciddi gelişmeler göstermiştir. Konvansiyonel radyolojik tekniklerin yerini almaya başlayan dijital radyograflar, mikro bilgisayarlı tomografi (MBT) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gerek genel diş hekimliği kullanımında gerekse de çürük teşhisinde kullanılmaya başlanmıştır.

Radyolojik tekniklerin dışındaki çürük teşhis yöntemlerinde de önemli gelişmeler yaşanmıştır. Çürük tespit sistemlerindeki yenilikler International Caries Detection And Assessment System (ICDAS), lazer floresans tekniği ile geliştirilen çürük teşhis cihazları, electrical caries monitor (ECM), fiber optik transilluminasyon (FOTI), alternatif spektroskopik yöntemler, ultrasonik sistem çürük teşhisindeki yeni gelişmelerdir (Amaechi, 2009; Pretty, 2006).

Yaptığımız literatür taramalarında ICDAS kriterleri, histolojik inceleme, radyolojik ve diagnostik yöntemler, lazer floresans yöntemler, BT ve MBT cihazını canlı dokuyu simüle edecek ortamda bir arada kıyaslayan çok az çalışmaya rastlandığından çürük teşhis yöntemleri kıyaslama modeli oluşturacak bu çalışmayı planladık.

Tez çalışmamızın amacı; rutin radyolojik ve diagnostik çürük teşhis yöntemlerini karşılaştırırken yeni kullanım alanı bulmaya başlayan lazer floresans tekniği ve MBT cihazının yeterliliğini incelemek ve yöntemlerin tümünü histolojik incelemelerle kıyaslamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş çürüğü

Diş çürüklerine çok eski çağlarda da rastlanmıştır. 20.000 yıl öncesine dayanan yazıtlar ve mağara resimlerinde çürük ile ilgili problemler resmedilmiştir. Medeniyetin gelişmesi ile diş çürüklerinde de artış gözlenmiştir. 1. ve 2. Dünya savaşı gibi refahın azaldığı, yoksulluğun arttığı zamanlarda diş çürüğünün azalması, akabinde savaşın bitmesi ve refah düzeyinin yükselmesi ile birlikte çürük insidansındaki artış bunun göstergesidir (İsmail ve diğerleri, 2001). Özellikle gelişmiş ülkelerde 1970'lerde başlayan flor kullanımı gibi proflaktik yöntemlerin uygulanmasına bağlı olarak diş çürüğünde ciddi bir azalma görülse de hala her yaştan, her sosyo-kültürden insanı değişik şekillerde etkilemeye devam etmektedir (Petersen ve Lennon, 2004; Petersen ve diğerleri, 2005).

Diş çürüğü kalsifiye dokuların yıkımı ve lokalize çözünmesiyle sonuçlanan patolojik bir olaydır. Diş çürüğü sadece yeterince asidik ortam üretebilme yeteneği olan çok sayıda bakterinin diş yapısını demineralize etmesiyle oluşur. Diş çürüğü pek çok faktörün bir araya gelmesi ile oluşan bir süreçtir. Çürük oluşumu için karyojenik mikro flora, fermente olabilen karbonhidratlar, plak ve süre etmenlerinin bir araya gelmesi gereklidir (Selwitz ve diğerleri, 2007; Wefel ve Donly, 1999, s. 636). Bu faktörlerden bir tanesi dahi yoksa çürük oluşumu gözlenmez.

Karyojenik mikro flora st. mutans, st. Sangius ve aktinomiçes v.b. bakteriler, fermente olabilen karbonhidratlar sukroz, glikoz, fruktoz v.b. dir (Kidd, 2004, s. 3-7; Wefel ve Donly, 1999, s. 601). Plak ise dil, dudak, yanak, tükürük ile mekaniksel olarak temizlenemeyen diş bölgelerinde yerleşen, diş yüzeyine sıkıca yapışan, protein ve polisakkaritlerin oluşturduğu, içerisinde yoğun olarak bakterilerin bulunduğu, su spreyi ile uzaklaştırılamayan organik yığıntılardır (Cate ve diğerleri, 2006; Kidd, 2004, s. 3-7).

Plak bakterileri, enerji sağlamak için karbonhidratları metabolize eder ve yan ürün olarak organik asitler üretir. Bu asitler, dişin kristal yapısının çözünmesi ile çürük lezyonu oluşmasına sebep olabilir. Plak metabolizmasındaki değişikliklerle birlikte diş yüzeyindeki ph da değişiklik gösterdiği için çürük lezyonları bir dizi şiddetlenme ve gerileme olarak gelişir. Sukroz gibi karbonhidratların mevcudiyeti plak metabolizmasını

büyük oranda stimüle eder. Çürük aktivitesindeki hızlanmalar, yüksek bakteriyel metabolik aktivite ve diş yüzeyindeki plakta düşük ph ile karakterize edilir. Bu arada karbonhidratların neredeyse hiç olmadığı zamanlarda da çok az bir bakteri aktivitesi olur ve diş yüzeyindeki ph artar. Lokal ph değeri, 5,5'in üstüne çıktıkça zarar görmüş diş yüzeyinin remineralizasyonu gerçekleşir. Tükürük kendi içinde yüksek konsantrasyonda kalsiyum ve fosfat iyonları barındırır ve bunlar remineralizasyon süreci için işlenmemiş materyal kaynağı olarak iş görürler. Diş yüzeyine asit atakları kişinin yaşamı boyunca sürekli olarak olur. Hemen hemen dişlerin tüm ara yüzleri, plak bakterileri tarafından asit üretilerek saldırıya uğrar ve kısmi olarak demineralize olmaya başlar. Ve eğer demineralizasyon ve remineralizasyon arasındaki denge aşılsa, plak ve asitle kısmi demineralize olan diş yüzeyi kaviteye girer (Cate, 2008).

2.1.1 Plak

Plak; asidojenik bakterileri barındırması, oluşan asidin uzun süre diş yüzeyini etkilemesine izin vermesi, ayrıca yapısı dolayısıyla tükürüğün yıkayıcı gücünü ve tamponlayıcı etkisini engellemesi nedeni ile çürük oluşumuna yol açan en önemli etmendir (Kidd, 2004, s. 3-7). Plakın diş üzerinde birikimi oldukça organize ve düzenlidir. Ağız florasında bulunan mikroorganizmaların hepsi diş ve oral mukozaya tutunamazlar. Sadece çok az sayıda özelleşmiş mikroorganizma (en başta streptokoklar) mukoza ve diş yüzeyine tutunabilir. Bakterilerin yüzeylere ve birbirlerine tutunmasını sağlayan özel alıcıları bulunur. Bu yapışma ve birbirine tutunma, bakterilerin diş yüzeyine başarılı bir şekilde kolonize olmalarını sağlar (Cate, 2006; Wefel ve Donly, 1999, s. 601-603).

Diş plağının mikrobiyal aktivitesi çürük oluşumunu çeşitli yollarla etkileyebilir, arttırabilir veya etkisini azaltabilir. Bunlar diş yüzeyine mikrobiyal yığılma, asidojenik bakterileri barındırması, bu bakterilerin asit üretim oranları ve asidürik özellikleri, bakterilerin metabolik faaliyeti sonucu ortaya çıkan asit son ürünleri, bazı bakterilerin (veillonella) asit son ürünlerini kullanabilme özellikleri, alkalin üreten bakteriler, ekstrasellüler ve intrasellüler polisakkarit formasyonudur (Selwitz ve diğerleri, 2007).

2.1.2 Diş çürüğünün morfolojisi

Diş çürüğü;

- En yatkın olarak minenin gelişimsel pit ve fissürlerin girintilerinde,
- Plağı koruyan düz mine yüzeylerinde,
- Kök yüzeylerinde

daha kolay başlar ve sıklıkla bu yüzeylerde çürük görülür (Kıdd, 2004, s. 4-5; Valera ve diğerleri, 2005).

Pit ve fissürlerin şekli, onların çürüğe yatkınlığına katkıda bulunur. V, U, I ve ampul şeklinde fissür tipleri vardır. Fissürler plak retansiyonuna olanak sağlayan bölgelerdir. Fissürlerin tabanında mine dokusunun kalınlığı da azalmaktadır. Ayrıca fissürün tabanında, mine dokusunun yapısı da normalden farklıdır. Bu da diş çürüğünün daha kolay başlamasına neden olabilir.

Düz mine yüzeyleri genellikle plak retansiyonuna pek uygun değildir. Ancak proksimal kontakların altı veya diş eti yakınındaki düz yüzeyler plak formasyonu için uygun yerlerdir. Proksimal yüzeyler, proksimal kontak alanları, kalıcı plağa ek bir barınma alanı sağlayarak çürüğe daha yatkındır. Düz mine yüzeylerinde başlayan diş çürükleri, geniş orijin alanlı ve mine dentin sınırına doğru konik veya sivri uzantılıdır. Çürük, mine dentin sınırına girdikten sonra dentinin yumuşaması ile birlikte hızlı bir şekilde laterale ve pulpaya doğru yayılır.

2.1.2.1 Mine çürüğü

Çürüğe yatkın kişilerde yoğun plak birikimi görülür. Dolayısıyla klinik muayeneden önce bu plak muhakkak uzaklaştırılmalıdır. Temiz ve kuru bir dişte düz mine yüzeyinde çürüğün en erken kanıtı white spot (beyaz leke) lezyondur. Bu lezyonlar genellikle dişlerin bukkal veya lingual-palatinal yüzeylerinde görülürler. Bu beyaz lekeler sadece dişin yüzeyi kurutulduğu zaman ortaya çıkan tebeşirimsi beyaz opak alanlardır ve başlangıç çürüğü olarak adlandırılır (Kıdd, 2004, s. 22-26). Bu mine alanları demineralizasyon nedeniyle aşırı yüzey altı pörözitesi sebebiyle saydamlığını kaybeder (Cochrane ve diğerleri, 2011). Başlangıç çürüğünün yüzey yapısı sonla

muayene edildiğinde anlaşılmaz. Sondla uzaklaştırılabilen, yumuşak tebeşirimsi mine, aktif çürüğün habercisidir.

Başlangıç lezyonları, proksimal düz yüzeylerde de oluşur ancak çoğunlukla gözle veya sond ile muayene sonucu teşhis edilemezler. Radyolojik muayenede zayıf bir radyolusensi gösterebilirler ve yüzeyel mine ile sınırlıdır. Proksimal lezyon radyolojik olarak açıkça görülüyor ise çürük muhtemelen ilerlemiştir ve dentinin altındaki kısımda histolojik değişime uğramış olabilir.

Minede yeni başlamış çürüğün remineralize olabileceği hem in vivo hem de in vitro olarak gösterilmiştir (Lynch ve Cate, 2006; Lynch ve diğerleri, 2006; Mensiaki ve diğerleri, 2012). Kavitasyon oluşmamış mine lezyonlarında, mine prizmaları orijinal kristal yapısının çoğunu korur ve pürüzlenmiş kristaller remineralizasyon için çekirdek ajan olarak görev görürler (Cochrane ve diğerleri, 2011). Tükürükteki kalsiyum ve fosfat iyonları mine yüzeyine penetre olabilirler ve mine lezyonunun çok reaktif kristallerine çökebilirler.

Tükürüğün bu şekilde kalsiyum ve fosfat iyonları ile tam doygun hale gelmesi remineralizasyon sürecini hareket ettiren güç olarak görev yapar. Bu remineralizasyon süreci boyunca florür iyonlarının eser miktarda bulunması, kalsiyum ve fosfat iyonlarının çökmesini artırır ki bu da remineralize olan mineda aside dayanıklı florapatit oluşmasıyla çürüğe daha dayanıklı hale gelir (Lynch ve diğerleri, 2007).

Remineralize lezyonlar, klinik olarak yapısı bozulmamış fakat renkleri kahverengi veya siyah noktalar şeklinde görülürler. Bu renklenmiş, remineralize olmuş mine alanları çürük ataklarına karşı komşu, sağlam mine alanlarından daha dirençlidir ve estetik gereksinim olmadıkça bu alanlar restore edilmemelidir (Iijima ve Koulourides, 1988).

Mine çürüğünün tabakaları

Mine yüzeyinden, dentine doğru mine çürüğü incelendiğinde dört tabaka ayırt edilir:

A) Yüzeyel tabaka: Çürüğün en dışında hipermineralize halde bulunan kısımdır. 20-100 mikron kalınlıktadır. Bu tabaka başlangıçta çürükten etkilenmemiş görünür. Gerek

minedeki beyaz lekelerin, gerekse de yapay olarak hazırlanan çürüklerin en dış yüzeylerinde normal mineden daha sert ve çözünmesi zor bir tabaka şeklindedir. Bu tabaka iyon difuzyonuna karşı çok geçirgendir. Hem dış kısımdan remineralizasyon ile, hem de alttaki çürük içinden yıkılan yapıların birikmesi sonucu oluşur. Yani bu tabakanın oluşmasında remineralizasyonun payı büyüktür. Yüzeyde demineralize olmuş bazı kısımlar tükürükten gelen kalsiyum ve fosfat iyonlarının etkisi ile yeniden remineralize olurlar. Florür iyonları da olaya yardımcıdır, dikalsiyum fosfat dihidrat şeklinde yeniden çökelirler. Asit ortamda bu durum denge hali oluşana kadar devam eder. Mine yüzeyinde oluşan bu kristal yapısı, bit tamir olayı sonucunda oluştuğu için normal minenin yapısından farklıdır.

B) Çürüğün gövdesi: Mine çürüğünün en büyük kısmını oluşturan tabakadır. En geniş kısmı yüzeyel tabakanın altındadır. Derine gittikçe daralır. Bu bölgede retzius çizgileri belirli ve genişlemiştir, oldukça büyük molekülleri alacak kadar pöröz yapıdadır. Bu tabakada, birbirinden ayrı çok sayıda demineralizasyon merkezi ile birlikte, yer yer iyi mineralize olmuş kısımlar bulunur. Yani karma bir yapıya sahiptir. Normal mineye göre hacim bakımından %24'lük bir mineral kaybı söz konusudur. Çürüğün gövdesi, mikroskopta incelendiğinde mineye göre saydam görünürken, mikroradyografda radyolusent görünür.

C) Karanlık tabaka: Çürük gövdesinin hemen altında değişik genişlikte bir bant gibi bulunur. Yoğun kahverengi bir görünümü olduğundan ve polarize ışığı geçirmediği için karanlık tabaka denmiştir. Daimi dişlerin % 85- 90, süt dişlerinin % 85'indeki mine çürüklerinde bu tabaka vardır. Çürük hızlı ilerlerse ince, yavaş ilerlerse kalın ve belirgin olur. Farklı büyüklükte mikroporlardan oluşur. Çürük gövdesinde nispeten geniş olan porların, karanlık tabakada mikropor halinde bulunması demineralizasyonun basit bir olay olmadığını gösterir. Geniş porların içine madde birikimi ile yani remineralizasyon ile mikroporlar oluşur.

D) Saydam tabaka: Mine çürüğünde normal mineden farklı olan ilk tabakadır. İlerleyen mine çürüğünde ilk belirti saydam tabakanın oluşumudur. Saydam tabaka normal mineden on kez daha pörözdür. İçinde geniş boşluklar bulunabildiği gibi mikroporlar da vardır. Geniş porlara daha çok prizma çeperlerinde rastlanır ve mineral azalmasından dolayı ortaya çıkarlar. Bu bölgede ortalama % 1-2 mineral kaybı vardır. Prizma ara

maddesi, retzius çizgileri, prizmaların enine çizgileri ya tamamıyla yok olmuş ya da normal mineye göre çok azalmıştır.

2.1.2.2 Dentin çürüğü

Dentinin yapısal farklılıklarından dolayı çürük lezyonu mineye göre dentinde daha farklı ilerler. Dentin daha az mineral içerir, asitlerin girişi ve minerallerin çıkışı için yol oluşturan mikroskobik kanallara sahiptir. Mine dentin sınırı, çürüğe karşı en düşük dirence sahip bölgedir ve çürük mineye penetre olduğunda hızlı bir şekilde yayılmaya izin verir. Çürük, dentinde mineral içeriğinin azlığı ve asit ataklarına karşı daha az dirençsiz olduğu için mineye göre daha hızlı ilerler. Çürük, dentinde ağrı, duyarlılık, demineralizasyon ve remineralizasyon gibi farklı tepkiler oluşturabilir (Kidd, 2004, s. 30-32).

Dentin çürüğünün ilk aşamasında arada sırada kısa süreli ağrı hissedilebilir. Bunun nedeni kavitasyon ile oral ortama açılan dentin kanalları içindeki sıvının hareketinin pulpa dokusunu uyarması ile oluşur.

Pulpa dentin kompleksi, çürük ataklarına remineralizasyonu başlatarak ve açık kanalları bloke ederek karşı koyar. Bu reaksiyonlar odontoblastik aktivite ve demineralizasyon ve remineralizasyonun fiziksel sürecinden kaynaklanır. Çürük için üç dentin reaksiyon düzeyi tanımlanabilir;

- 1-Yavaş ilerleyen çürükle ilişkili uzun süreli ve düşük düzeyli bir asit demineralizasyonuna reaksiyon,
- 2- Orta şiddette ataklara reaksiyon,
- 3- Çok yüksek asit düzeyleri ile karakterize hızlı ilerleyen şiddetli çürüklere reaksiyon.

Dentin düşük ve orta şiddetteki çürük ataklarına karşı pulpa canlı kaldığı ve yeterli kan dolaşımı olduğu sürece tamir reaksiyonu gösterebilir.

Yavaş ilerleyen çürükte canlı pulpa, intertübüler dentinin remineralizasyonu ve peritübüler dentinin apozisyonu ile demineralize dentini tamir edebilir. Çürüğün erken evresi veya hafif çürük atakları uzun dönemde düşük düzeyde de olsa dentinin demineralizasyonuna neden olur (Lee ve diğerleri, 2006).

Normal dentinden daha fazla mineral içeren dentin, sklerotik dentin olarak adlandırılır. Yavaş ilerleyen lezyonun demineralizasyon kısmının önünde olur. Genellikle parlak ve daha koyu renklidir. Sondun ucu ile sert hissedilir. Sklerotik dentinin fonksiyonu kanalları örterek çürüğün ilerlemesini engellemektir.

İkinci düzey dentin cevabı, orta şiddette uyaranlara karşı olur. Yoğun çürük aktivitesi dentinin bakteri invazyonu ile sonuçlanır. Enfekte dentin, birçok patojen materyal veya irritanlar içerir. Bu patojenlere yüksek asit düzeyleri, hidrolitik enzimler, bakteriler ve bakteriyel hücresel debris de dâhildir. Bu materyaller odontoblastların ve onların çürüğün altındaki tübüler uzantılarının dejenerasyonuna, ölmesine ve pulpanın orta derecede enflamasyonuna neden olabilir. Bu ölen kısımlar boş kanallardır ve ölü alanlar olarak adlandırılırlar. Pulpa yüksek asit düzeylerinden ya da odontoblastların yerini alan sekonder odontoblastlar nedeniyle bakteri enzim ürünlerinden etkilenebilir. Bu hücreler pulpa odası duvarının etkilenmiş bölümünde reperatif dentin (reaksiyonel dentin) üretirler. Bu dentin, primer odontoblastlar tarafından dişin yaşamı boyunca oluşan normal dentinden oldukça farklıdır. Reperatif dentinin yapısı, uyaranın şiddetine bağlı olarak iyi organize tübüler dentinden (daha az sık), çok düzensiz tübüler dentine (daha sık) değişiklik gösterir. Reperatif dentin, kanallar vasıtasıyla materyalin difüzyonuna etkin bariyer olur ve bu dentinin tamirinde önemli bir adımdır (Farahani ve diğerleri, 2010).

İntertübüler dentinin remineralizasyonu ve peritübüler dentin ya da reperatif dentinin apozisyonu vasıtasıyla dentinin reperatif cevabının başarısı, çürük ataklarının şiddetine ve pulpanın cevap verme kapasitesine bağlıdır pulpanın kan desteği, pulpanın cevabını sınırlayan en önemli faktör olabilir (Farahani ve diğerleri, 2010).

Dentinin üçüncü düzey cevabı şiddetli iritanlara karşıdır. Asit üretiminin yüksek olduğu akut, hızlı ilerleyen çürük, dentin savunmasını aşarak enfeksiyon, apse ve pulpa ölümüne yol açabilir. Diğer ağız dokuları ile karşılaştırıldığında, pulpa enflamasyonu çok az tolere edilebilir. Pulpada küçük, lokalize enfeksiyon, kapiller dilatasyon, lokal ödem ve kan akışının durgunlaşmasını da içeren enflamatuvar bir cevap oluşturur. Pulpa kapalı bir odada kaldığı ve kanı dar kök damarları yoluyla sağlandığı için, kan akımında olan herhangi bir durgunlaşma, nekroz ve lokal beslenme bozukluğu ile sonuçlanabilir. Lokal nekroz daha fazla enflamasyona, ödeme ve komşuluğundaki pulpa dokusundaki

bu doku tüm pulpayı kapsayacak şekilde hızlı yayılımı sonunda nekroze neden olur ve kan akımının durgunlaşmasına neden olur.

Dentin çürüğünün tabakaları

Çürük dentinde beş farklı tabaka tanımlanmıştır. Bu tabakalar en iyi yavaş ilerleyen çürüklerde izlenebilir.

A) Enfekte olmuş dentin: Dentin çürüğünün en dıştaki enfekte olmuş ve bakterilerle dolmuş tabakasını oluşturur. Bu nekrotik tabakada dentin tümüyle harap olmuştur. Islak, mantar gibi kolaylıkla kaviteden uzaklaştırılabilen bir kitle görüntüsündedir. Kollagen ve mineral yoktur. Bu tabakada mine prizmalarının artıkları, dentin kalıntıları, ağız epitelinden ayrılmış kısımlar, yağ kürecikleri, lökositler ve bol miktarda mikroorganizma bulunur. Dentinin, hidroksi apatit kristalleri tümüyle harabolmuş ve organik kısmı da enzimlerin etkisiyle parçalanmıştır. Çürüğün yayılmasının engellenmesi ve başarılı bir tedavi için bu bölgenin tamamen kaldırılması zorunludur (Zheng ve diğerleri, 2003).

B) Turbid (bulanık) dentin: Bakteri invazyonunun olduğu tabakadır. Dentin kanallarının içerisinde bakteriler çoğalarak koloniler oluştururlar ve kanalın genişlemesine neden olurlar. Genişleyen bu kısım bakteri ve artıklarla doludur ve sıvı yoktur. Yıkım ilerledikçe kanal duvarı harap olur ve bitişiğindeki intertübüler dentine açılır. Komşu kanallar birleşerek patolojik boşluklar oluştururlar. Bu tabakadaki dentin kendini tamir edemez, remineralize olamaz ve restorasyon öncesi muhakkak uzaklaştırılmalıdır (Zheng ve diğerleri, 2003).

C) Saydam (transparent) dentin: Dentin çürüğünün normal dentinden daha yumuşak olan tabakasıdır. İntertübüler dentinde mineral kaybı vardır ve kanal lümenlerinde çok sayıda büyük kristal oluşmuştur. Bu bölgenin uyarılması ağrı oluşturur. Bakteri varlığı söz konusu değildir. Organik asitlerin minerallere ve dentinin organik içeriğine hücumuna rağmen bu tabakada çapraz bağlı kollagen sağlam kalmıştır. Bu sağlam kollagen intertübüler dentinin remineralizasyonu için kalıp olarak görev yapabilir. Bu bölgenin kendini onarabilme kapasitesi vardır ve pulpanın canlı kalmasını sağlar (Zheng ve diğerleri, 2003).

D)Subtransparent dentin: İntertübüler dentinin demineralizasyonun ve kanal lümeninde ince kristallerin oluşmaya başladığı tabakadır. Odontoblast uzantıları zarar görebilir. Ancak bu tabakada bakteri bulunmaz. Dentinin uyarılması ağrı oluşturur. Dentinin remineralizasyon yeteneği vardır (Zheng ve diğerleri, 2003).

E)Normal dentin: Lümeninde hiç kristal içermeyen ve düzgün odontoblast uzantılı kanallara sahip en derindeki normal dentindir. İntertübüler dentin normal yoğunlukta apatit kristallerine ve çapraz bağlı kollagenlere sahiptir. Kanallarda bakteri yoktur. Dentinin uyarılması keskin bir ağrıya neden olur (Zheng ve diğerleri, 2003).

2.2. Çürük teşhis yöntemleri

Konservatif diş tedavisinde, “minimal madde kaybı, maksimum restorasyon” görüşü bugün bir adım daha ileri giderek yerini “minimal invaziv tedaviye” bırakmıştır (Pitts, 2011). Konservatif diş hekimliği; çürük tanısını, diş çürüğü profilaksisini ve başlangıç çürüklerinin mikroskobik düzeyde tedavi edilmesini kapsar. Günümüzde minimal invaziv yaklaşım çerçevesinde, çürük riski altındaki bireylerde, enfeksiyon durdurularak çürük kavitesi olmayan demineralize mine ve dentin dokularının remineralizasyonunun sağlanması, bunların zamanla kontrol edilerek gereken önlemlerin alınması amaçlanmaktadır. Bu durumun gerçekleşebilmesi, ancak lezyonların kavite oluşmadan önce tanısı mümkün olduğunda söz konusu olabilir.

Başlangıç safhasında sub-klinik düzeydeki mine çürüklerinin, kavite oluşmamış ara yüz çürüklerin tanısı güç olabilir. Çoğunlukla yardımcı ekipmanlara gereksinim duyulmaktadır (Pitts, 1997). Diagnostik yöntem, diş hekimleri ve hastalar tarafından kabul edilebilir olup, gerek klinik çalışmalarda gerekse araştırmalar için kullanılabilir. Ancak ne yazık ki bu kriterlerin tümünü içeren bir yöntem mevcut değildir.

1966'dan 2000 yılına kadar ortaya konan çürük tespit ve değerlendirme kriter sistemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada 13 sistem (İngiltere), 3 sistem (Amerika), 2 sistem (Hollanda), 2 sistem (WHO) ve 1'er sistem (Norveç, İsviçre, Kanada) olmak üzere toplam 29 çürük tespit ve değerlendirme sistemi incelenmiştir. Bu skorlama sistemlerinin temelinde 3 kıstas göz önüne alınmıştır. Bu kıstaslar:

- Diş çürüğü aşaması:

1-Aktif çürük sürecinin tek bir evresini ölçenler.

2-Aktif çürük sürecinin en az iki basamağını ölçenler.

3-Aktif ve inaktif çürük sürecinin tüm evrelerini veya farklı diş yüzeylerinin aktif çürük süreçlerini farklı kriterlerle ölçenler.

- Diş çürüğü olmayan lezyonları dikkate alma

1-Çürükle ilişkisi olmayan belirtileri veya diş çürüğü ve renkleşme nedeniyle oluşabilecek değişiklikleri veya gelişimsel mine defektlerinin arasındaki farkı ortaya koymayanlar

2-Sadece çürük sürecinin belirtilerine odaklanan ve renkleşme veya gelişimsel mine defektlerini diş çürüğünden ayıranlar

- Öznellik:

1-Araştırmacının öznelliğinin artmasına neden olan üstü kapalı ifadeler içeren kriter sistemleri

2-Diş çürüğü sürecinin değerlendirilmesinde açık ve net ifadeler kullanan kriter sistemleri.

Bir de bunlara ek olarak sond kullanıp kullanmama ve dişlerin değerlendirme öncesi kurutulması veya temizlenmesi de dikkate alınarak bütün skorlama sistemleri incelenmiştir. İnceleme sonucunda on üç kriter sisteminin diş çürüğü sürecinin hem aktif hem de inaktif evrelerini ölçtüğü veya değişik diş yüzeylerindeki aktif diş süreci evrelerini ayırıcı kriterlerle tanımladığı ve yedisinin kaviteasyon gösteren aktif çürük lezyonlarını kaviteasyon göstermeyenler kadar iyi ölçtüğü görülmüştür. Sadece yedi tanesinin çürük ve çürük olmayan lezyonları ayırt edebildiği izlenmiştir. On bir kriter sisteminin araştırmacıların öznelliğine neden olan ifadeler içerdiği veya sadece gözle muayene, kibarca sondlama ya da periodantal sondla çürük tespiti yaptıkları bulunmuştur. Yalnız on dört kriter sisteminde dişin kurutulmasının gerekli olduğu belirtilmiştir. Bütün bu değerlendirmelerin sonucunda yeni bir çürük tespit ve değerlendirme sisteminin oluşturulmasına ihtiyaç olduğu bildirilmiştir (İsmail, 2004).

Günümüzde kullanılan çürük teşhis yöntemleri şunlardır:

1) Geleneksel yöntem: Görsel muayene, ayna-sond uygulaması, radyografi.

2) Kullanımdaki teknolojiler: Dijital radyografi, lazer floresans (Kantitatif Işık Ölçümlü Floresans (QLF) ve DIAGNOdent), elektriksel iletkenlik (Electric caries monitör (ECM)), fiber optik transilluminasyon (FOTI), Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

3)Yeni geliştirilen teknolojiler: Dijital fiber optik transilluminasyon (DIFOTI), ultrasonik sistem.

4) Araştırmalarda kullanılan yöntemler: MBT

2.2.1. Dijital radyografi sistemleri

8 Kasım 1895 W.C.Röntgen, x-ışınlarını bulmuştur. Aralık 1895'te x-ışınları ilk kez tıp alanında kullanılmıştır. 1896 yılında da x-ışınları ilk kez tedavi amacıyla kullanılmıştır. 1950'li yıllardan itibaren de radyografi tüm gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde hem tıpta hem de diş hekimliğinde pek çok hastalığın teşhisinde diagnostik bir teknik olarak kullanılmaya başlanmıştır.

BT, utrasound ve nükleer tıp gibi dijital görüntüleme modelleri 1970'li yıllardan itibaren bütün dünyada kabul görmeye ve kullanılmaya başlanmıştır. 1980'li yıllarla beraber manyetik rezonans görüntüleme, BT ve dijital subtraksiyon anjiyografi rutin diagnostik kullanıma girmeye başlamıştır. Ve nihayet teknolojik ilerlemenin geldiği nokta ve getirdiği imkânlar neticesinde 1987 yılından itibaren konvansiyonel radyoloji tekniklerin dezavantajlarından dolayı dijital radyografi sistemleri diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır. Konvansiyonel görüntüleme sistemlerinden farklı olarak, film banyo solüsyonları gerektirmez. Bunun yerine, bir bilgisayar ekranında, anında görüntüyü oluşturan bir sensör ve kompüterize görüntüleme sistemi kullanılır (Barbat, 2001).

Film bazlı konvansiyonel sistemlerde olduğu gibi, dijital radyograflarda da, hekime dişler ve destek dokular hakkında geniş bilgi verir. Yani dijital görüntülemenin amacı da, lezyon ve hastalıkların saptanması ile çevre dokuların incelenmesi, olası hastalıkların doğrulanması veya sınıflandırılması, dental işlemler sırasında bilgi edinme ve travma sonrası gibi akut olaylar sonrası ortaya çıkabilecek patolojilerin saptanmasıdır. Oluşturulan görüntüler, tanısız olarak film bazlı görüntülere eşdeğerdir.

Dijital görüntüleme, bir sensör kullanarak radyografik görüntüyü elektronik parçacıklara ayıran ve bir bilgisayar ile görüntüyü ortaya çıkaran ve depolayan, bu şekilde radyografik görüntünün elde edilmesinde kullanılan bir yöntemdir (Wenzel, 1998).

Hasta, burada da konvansiyonel teknikte olduğu gibi x - ışınına maruz kalır, ancak elde edilecek görüntü, banyo işlemlerinden geçtikten sonra değil, bilgisayar ekranında ortaya çıkar. Hasta ağzına yerleştirilen sensörü ışınlama süresi etmek için, x-ışını kaynağının düğmesine basılır. Sensör ışınlanan alanın görüntü bilgisini toplar, bilgisayar sensörden aldığı bilgiyi dijitalize eder, işler ve depolar. Monitörde görüntü çok kısa sürede, konvansiyonel film banyosu için gereken sürenin çok azı ile ortalama 0,5-120 sn. içinde izlenebilir. Böyle hızlı görüntü oluşumu, cerrahi implant yerleştirilmesi, kök kanal tedavisi gibi işlemler sırasında işleme ara verilmesi ve zaman kaybını önlemesi açısından çok önemlidir (Yeler ve diğerleri, 2006).

Dijital görüntüleme tekniği ile elde edilen görüntülere, x-ışını filmi veya radyograf değil, **‘imaj’** denir. Dijital görüntülemelerde intraoral film yerine bir sensör (küçük bir detektör) hasta ağzına yerleştirilir ve konvansiyonel radyografide olduğu gibi, x-ışınları bu sensöre çarpacak şekilde yönlendirilir. Sensörün yüzeyinde bir elektronik şarj oluşturulur. Bu elektronik sinyal dijitalize edilir veya dijital forma dönüştürülür (Pasler ve Visser, 2011, s. 136). 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 (Pasler ve Visser, 2011, s. 136). Dijital görüntülemelerde, 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 (Wenzel, 1998). Görüntü bilgisayarda kalıcı olarak depolanabilir, çıktısı alınabilir, elektronik ortamda başka kullanıcılara (sigorta şirketleri, hastanın diğer hekimi gibi) gönderilebilir.

Dijital görüntüleme sistemlerinin avantajları:

- Üstün gri skala rezolüsyonu: Tanı, esas olarak kontrast farklılıklarına dayalı olduğundan, bu avantaj önemlidir. Ayrıca, ilave radyasyon gerekmeksizin densite ve kontrast değişiklikleri yapılabilmesi de önemlidir.
- Radyasyon dozunun azalması: Sensörün filme oranla daha duyarlı olması nedeniyle, E-grubu filme göre %50-90 daha az radyasyon gerektirir.
- Görüntü oluşumu hızının artması: Anında değerlendirme olanağı sağlar.
- Ekipman ve film giderlerinin azalması: Banyo cihazı, banyo solüsyonları, konvansiyonel film giderlerini ortadan kaldırır. Karanlık oda gerektirmez. Buna bağlı çevre kirliliği de azalır, çünkü kimyasal solüsyon ve kurşun folyolar kullanılmayacaktır. Ayrıca karanlık oda - banyo işlemlerine bağlı hatalar da elimine edilmiş olur.
- Büyütme, yakınlaştırma, renklendirme gibi özellikleri kullanıcıya önemli kolaylıklar sağlar.
- Randıman artışı: Dijital görüntüler, hastanın elektronik kayıtları içine konur, gerekirse print edilir, başka bir hekime, konsültana, sigorta şirketine elektronik olarak transfer edilebilir. Zaman kaybına yol açmaz.
- Etkili hasta eğitimi: Hastanın eğitimi ve iletişimde etkili olarak kullanılır. Bilgisayar ekranının filme göre daha büyük olması, bunda önem taşır. (Wenzel,1998)

Dijital görüntüleme sistemlerinin dezavantajları:

- Başlangıçta dijital görüntüleme düzeneği kurmak pahalıdır. Bunda, seçilen marka, bilgisayarın özellikleri ve aksesuar eklemelerinin de (örneğin intraoral kamera) rolü vardır. Ayrıca servis ve bakım ücretleri de göz önünde tutulmalıdır.
- Dijitalize edilmiş görüntüler analog konvansiyonel görüntülere oranla daha az bilgi içerirler.
- Sensörlerin filme göre daha kalın olması, hasta ağzında rahatsızlık verebilir.
- Isı sterilizasyonu mümkün olmadığından enfeksiyon kontrolü için özel dikkat gereklidir. Sensör ağza mutlaka disposable poşete konarak uygulanmalıdır. (Yeler ve diğerleri, 2006)

2.2.1.1 Dijital görüntüleme tipleri:

2.2.1.1.1 Direkt Dijital Görüntüleme: İki sistem mevcuttur. Birinde imaj ışınlama sonrası monitörde hemen oluşur. Diğerindeyse ara bir basamak vardır ve imaj lazer bir tarayıcı ile tarandıktan sonra oluşur. Bu yöntemin temel komponentleri, bir röntgen cihazı, bir intraoral sensör, monitör ve bilgisayardır. Sensör ağza yerleştirilir ve x-ışını ile ışınlanır. Sensör, bölgenin görüntüsünü alır ve monitöre aktarır. Işınlamadan sonra saniyeler içinde görüntü ekranda belirir. Görüntü kapasitesini artırmak ve depolamak için yazılım kullanılır. Dijital radyografide kullanılan dental röntgen cihazının timer'ı saniyenin 1/100'i kadar kısa süreli ışınlama yapmaya elverişli olmalıdır.

2.2.1.1.1.1 Komponentleri

Röntgen Cihazı: Konvansiyonel röntgen cihazları (x-ışını kaynağı) uyumludur ve kullanılabilir. Ancak saniyenin binde birinde ışınlamayı gerçekleştirecek x-ışını zamanlayıcısının cihaza uyumlandırılıp, monte edilmesi gerekir.

İntraoral Sensör: Hasta ağzına yerleştirilen ve görüntüyü toplayan küçük dedektördür. Dijital sensörler, çizik veya hasar verilmeden dikkatli kullanılırlarsa binlerce defa çekim yapılabilir. Sensörler kablolu veya kablosuz olabilir. Kablolu sensörler, oluşturulan sinyali kaydetmek üzere, bilgisayara fiber optik bir kablo ile bağlıdır. Kablo uzunlukları genellikle 2-10 m.'dir. Kablo bağlantısı nedeniyle, fosfor plağa göre daha kalındır.

Kablolu sensörler: Hâlihazırda 3 tip direkt sensör sistemi kullanılmaktadır. Bunlar kablolu sensörler olduğu için, hasta, kablo uzunluğunun yeteceği alan içinde konumlanmış olmalıdır.

- ✓ **CCD** (Charge Coupled Device)
- ✓ **CMOS/APS** (Complementary Metal Oxide Semiconductor/Active Pixel Sensor)
- ✓ **CID** (Charge Injection Device)

En sık kullanılan solid state dedektörlerden CCD ve CMOS dedektörler silikon bazlı yarı iletkenlerdir ve x-ışınına görünür ışıktan daha hassas oldukları için yapılarında sintilatörler bulunur. Bu sintilatörler yardımıyla x-ışını fotonları görünür ışığa çevirildikten sonra elektrik şarjına dönüştürülür ve bilgisayarda anında dijital görüntü

olarak karşımıza çıkar. Nanofosfor sintilatörler üzerinde devam eden çalışmalar ileri dönemlerde, artan ışık dönüşümü yeterliliği sayesinde daha az radyasyon dozu kullanımına ve çok daha yüksek diagnostik kalitede görüntü elde edilmesine olanak sağlayacaktır (Wenzel, 1998). Kablolı sensörler; dental dijital görüntülemelerde en sık kullanılan görüntü reseptörüdür. Silikon bir çip üzerinde, ışığa ve x-ışınına duyarlı yarı geçirgen bir tabaka içerir. CCD' yi oluşturan elektronlar, belirli bir düzende yer alan bloklara veya resim elementlerine bölünmek suretiyle, görülür hale gelirler. Dijital görüntüyü oluşturan bu resim elementlerine **piksel** (picture element) denir. Piksel, konvansiyonel filmde kullanılan gümüş kristallerinin dijital eşdeğeridir. Gümüş kristallerinin emülsiyon içinde, rastgele, düzensiz dağılımına karşın, piksel düzenli bir yerleşim gösterir. CCD' ye çarpan x-ışınları, silikondan elektronları serbest hale geçirir ve bir elektronik şarj oluşturur. Her bir piksel dizilimi, kendisiyle reaksiyona giren elektron sayısı ile orantılı elektronik şarj içerir. x-ışınları elektronları aktive edip, böyle elektronik şarj oluşturunca, elektronik latent bir görüntü meydana gelir. Çünkü her piksel, bağlı olduğu bilgisayar ekranında spesifik bir alana karşı gelir. Daha sonra latent imaj bilgisayara aktarılır, depolanır, ekranda görünür imaj haline getirilebilir veya bir kâğıda basılabilir. x-ışınının uyarması ile CCD sensör görüntüyü otomatik olarak oluşturduğu için, görüntünün rezolüsyonu, CCD sensörü içinde toplanabilen kısıtlı sayıdaki piksel sayısı ile sınırlı kalmaktadır.

CMOS/APS, diğer sensör sistemidir. CCD'ye oranla %25 daha fazla rezolüsyona sahip, daha dayanıklı ve daha ucuzdur.

CID, silikon bazlı, solid bir görüntüleme reseptörüdür. CCD' ye çok benzer. Ancak strüktürel olarak CCD' den farklıdır. Görüntülerin işlenmesi için bilgisayar gerektirmez.

Kablosuz sensörler:

SPP (Storage Phosphor Plaque): Bir kablo ile bilgisayara bağlı olmayan, yarı direkt dedektörler olan fosfor plaklardır (photostimulable phosphor storage plate). Bu plaklar baryum florhalit fosfor tabakası içermektedir. Direkt görüntü plakları veya fosfor plak denilen, defalarca kullanılabilen bu sensörler, x-ışını tarafından uyarılınca oluşan foton enerjisini emer ve saklar. Işınlama sonrası ağızdan çıkarılan plak elektronik bir işlemcinin içine yerleştirilir ve lazer ışını ile taranır, görüntü oluşturularak bilgisayar

ekranına aktarılır. Yansıyan ışık, tarayıcı ile ölçüldükten sonra monitörde görüntülenip, bilgisayarda dijital olarak saklanabilir. Fosfor kaplı plaklar, kendi içinde x-ışını enerjisini ışığa dönüştüren, extraoral filmlerde kullanılan güçlendirici screenlere benzerler. Uygun dalga boyunda başka bir ışıkla uyarıldıkları zaman, absorbe edip depoladıkları x-ışını enerjisini ışık olarak (fosforesans) açığa çıkarırlar. Fosfor tabakasında bulunan enerji bir fotomultiplier tarafından tespit edilen ışık şeklinde açığa çıkar. Buradan enformasyon bilgisayara aktarılır ve monitörde gözlenir. Tarama aşaması nedeniyle, görüntüleme biraz daha yavaş gerçekleşir. Işınlama öncesinde, PSP plakları önceki ışınlamadan kalan hayalet görüntülerin eliminasyonu amacıyla yüksek yoğunluklu ışık ile doldurulur. Böylece, var olan artık görüntü kalıntıları silinir ve plak bir sonraki ışınlama için hazır hale getirilir. En iyi kalitedeki görüntülerin elde edilmesi açısından fosfor plakların ilk on dakikayı geçirmeden taranması idealdir. Daha uzun süreler beklenmesi gerekiyorsa ve ilk on dakika içerisinde tarama olanağı yoksa plakların ışık sızdırmayan bir ortamda saklanması gerekir. Fosfor plakları daha ince ve boyut olarak periapikal filmlere çok yakın olduğundan, ağız içinde manipulasyonu kolaydır ve görüntü alanı CCD sensörlere göre daha geniştir. Ayrıca, x-ışınına CCD sensörlere göre daha duyarlıdır ve rezolüsyonları yüksek olduğu için tanısal kapasiteleri CCD sensörlerden daha fazladır (Barbat, 2001).

Monitör ve Bilgisayar: Bilgisayar genellikle 486 veya daha yüksek işlemciden, 640 KB dahili hafızayla birlikte SVGA grafik kartı ve yüksek rezolüsyonlu (1024x768 piksel) monitörden oluşur. Bilgisayarın görevi sensörden gelen elektronik sinyallerini bilgisayar ekranında görülen gri tonlara çevirmektir. Her bir piksel bilgisayarda, gri tonunun lokalizasyon ve derecesi ile rakamsal olarak temsil edilir. Bu rakamsal aralık 8 bitlik bir görüntüde 256 gri tonunu oluşturan 0-255 arasında değişir. İmaj 0,5 ve 120 saniye arasında değişen bir süre içerisinde bilgisayar ekranına konvansiyonel tekniğe oranla daha kısa süre içinde kaydedilir. Bu da cerrahi işlemler ve kanal tedavisi gibi zamanın önemli olduğu dental işlemlerde ciddi bir avantaj sağlar. Alınan imaj saklanabilir. Hastaya bir kopyası verilebilir veya elektronik olarak gönderilebilir.

Günümüzde direk dijital sistemlerle birlikte kullanılan bilgisayar yazılım paketleri birçok görüntü güçlendirici teknik sunmaktadır (Macdonald, 2001):

- görüntülerde 360° döndürme,

- renk dönüşümü, renklendirme,
- negatif resim,
- üç boyutlu görüntü oluşturma,
- çeşitli lineer ve anguler ölçümler ,
- kontrast ve densite artırımları, histogram ve gama ayarı, ters kontrast,
- keskinleştirme ve pürüzsüzleştirme,
- kabartma, zum ve magnifikasyon,
- aynı ekranda birçok görüntünün yanyana izlenebilmesi, karşılaştırılabilmesi,
- görüntünün orijinal boyutunun 4 katına kadar büyütülebilmesi mümkündür.

2.2.1.1.1.2 Direkt dijital radyografide rezolüsyon

Herhangi bir görüntüleme sistemi için rezolüsyon, o sistemin birbirine yakın objeleri ayırt edebilme kapasitesidir. Dijital görüntüleme rezolüsyonu belirleyen nitelikler; kontrast rezolüsyonu (grilik derecesi, dynamic range) ve uzaysal rezolüsyondur (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 data 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. Ancak, monitörlerin gri skala gösterme kapasitesi ortalama 8 bit' dir ve insan gözünün 60 gri seviyeyi seçebilme sınırlılıkları vardır. Dental ortamdaki tipik gözlem şartları düşünüldüğünde ayırt edilebilen gerçek gri seviye sayısı 30'un altına düşer. 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 sinyali, ekranda görülebilen gri gölgelere dönüştürür. Genellikle 256 gri tonu kullanır, yani bir piksel için sayı aralığı 0-255 arası olmak üzere 256' dır. 256 gri tonu, sistemin 8 bit (2^8) olduğunu gösterir. En koyu gri (siyah) sıfıra, en açık gri (beyaz) 255'e eşdeğerdur (Pasler ve Visser, 2011, s. 136).

Uzaysal rezolüsyon, birbirine yakın objelerin ayırt edilebilmesi, ince detayları ayırtedebilme 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 halid 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 çözümleyebilmek için gerekli olan sistem rezolüsyonu en az 50 μ m. olmalıdır.

Çözünürlük, mm'deki çizgi çifti sayısı (lines per mm - lp/mm) olarak ölçülür ve ifade edilir. Çözünürlük hesaplamasında, düzgün radyoopak 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 μ m piksel büyüklüğü için teorik olarak yaklaşık 25lp/mm rezolüsyon sağlanır. Kontrast çözünürlüğünde olduğu gibi pratikteki gerçek uzaysal çözünürlük çok daha düşüktür. Periapikal birçok filmin (E-grubu da dahil) rezolüsyonu ortalama 20 lp/mm.dir. Son yıllarda geliştirilen sensörlerin çözünürlüğü ise 7-10' dan 22 lp/mm'ye kadar çıkmıştır (Pasler ve Visser, 2011, s. 140).

On sekiz farklı dijital görüntüleme ve konvansiyonel radyografi sistemlerinin uzaysal ve kontrast rezolüsyon ile pratik ışınlama aralıkları açısından değerlendirildikleri bir çalışmada CMOS, CCD, SPP sistemleri ile analog film kullanılmıştır. Bu sistemler CMOS; CDR wired and wireless systems (Schick Technologies, Inc, Long Island City, NY), RVG 6000 and RVG 5000 (Eastman Kodak, Rochester, NY), CCD; CygnusRay MPS (Cygnus Technologies, Scottsdale, Ariz), Dexis (Provision Dental Supplies, Atlanta, Ga), Dixi@ v3 (Planmeca Oy, Helsinki, Finland), DSX 730 USB and DSX 730 Evolution (Owandy/Julie RadioVision, Gragny, France), Sigma (GE/Instrumentarium Imaging, Tuusula, Finland), Sidexis (Sirona, Bensheim, Germany), RSV (Visiodent, St Denis, France); RVGui (Formerly Trophy Radiology, now Kodak), ViperRay (Integra Medical, American Fork, Utah), and Visualix (Gendex, Des Plaines, Ill) ve SPP sistemler DenOptix (Gendex), and ScanX (Air Techniques Inc, Hicksville, NY); ve analog film (Eastman Kodak, Rochester, NY) çalışmaya dahil edilmiştir. En yüksek uzaysal rezolüsyon analog film, yüksek

çözünürlükte taranan RVGui görüntülerinde ve RVG 6000 görüntülerinde elde edildiği ve bunları Planmeca Dixi 2v3 (yüksek çözünürlük modu) takip ettiği, kontrast rezolüsyon bakımından yüksek ışık veya renk filtreleri kullanılmadan sadece CDR wired and wireless sisteminin, Kodak RVGui, RVG 6000, RVG 5000 ve Visualix HDI'nın yedi mm alüminyumdan 0.1 mm derinliği tespit edebildikleri ve en geniş ışınlama aralığına sahip sistemin SPP sistemler ile RVG 6000 ve RVG 5000 CMOS sistemleri olduğu bildirilmiştir. Bunlara ek olarak hem uzaysal rezolüsyon ve kontrast rezolüsyonu açısından hem de ışınlama aralıkları bakımından bütün sistemlerin iyi performans gösterdikleri ve dijital radyografi sistemleri kullanılarak daha düşük dozlarda ışınlama teşhis verilerine ulaşılabileceği de rapor edilmiştir (Farman ve Farman, 2005).

2.2.1.1.1.3 Direkt dijital radyografinin kullanımı

A) Sensörün hazırlanması: Dijital görüntülemeye sensör, aynen konvansiyonel film gibi hasta ağzına yerleştirilir. Farklı üretici firmalara göre sensör boyutu ve sayısı değişebilir, fakat her sensör muhafazalı ve suya dayanıklılığı sağlanmış olmalıdır. Ağıza uygulanırken mutlaka tek kullanımlık poşetler içinde olmalıdır, çünkü sterilize edilemez.

B) Sensörün yerleştirilmesi: Işın ve sensörün doğru ilişkisini tam olarak sağlamak için bir ısırtma bloku ile ağıza uygulanmalıdır. Paralel teknik tercih edilir. Kullanılan film tutucu, sensörü ağızda stabil tutar. Sensörler için özel olarak tasarlanmış tutucu cihazlar vardır.

C) Orijinal görüntünün işlenebilmesi ve güçlendirilmesi: Dijital sistem yazılımlarında ilave radyasyon kullanılmaksızın orijinal görüntü üzerinde güçlendirmeye olanak sağlayan çeşitli araçlar vardır,

Bir görüntüyü geliştirmek, düzeltmek, analiz etmek veya bir miktar değiştirmek için yapılan operasyonlar **görüntü işleme** (image processing) olarak bilinir. Amaç, insan gözü için daha seçilebilir görüntüler yaratmak veya görüntü içeriğini analiz ederek veri elde etmektir. CMOS ve CCD dijital radyografi yöntemlerinin kaviteasyon oluşmamış ara yüz çürük tespiti açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada sekiz gözlemci elde edilen görüntüleri çürük var veya yok diye skorlamışlardır. İki CMOS sistemi (Schick CDR-APS ve Kodak RVGui) ve beş CCD sistemi (Visualix, VistaRay, Dixi2, Sidexis ve Dr.

Suni Plus) çalışmaya dahil edilmiştir. Kodak RVGui ile alınan görüntülerde imaj geliştirici filtreler (dento-enamel ve periodantal) kullanılmıştır. Çalışmanın altın standartı histolojik inceleme olarak planlanmıştır. Çalışmanın sonucunda yedi farklı dijital görüntüleme sistemi arasında ara yüz çürük tespitinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (Neto ve diğerleri, 2008).

2.3 ICDAS (International Caries Detection and Assessment System) ve ICDAS II Sistemi

Diş çürüğü kompleks bir hastalıktır. Son kırk yılda diş çürüğünün hangi gelişim safhasında bulunduğunu tespit etmek için pek çok sayıda değerlendirilme kriteri geliştirilmiştir. Fakat diş çürüğünün gelişiminin anlaşılmasıyla beraber diş çürüğü tespit sistemleri diş çürüğü gelişiminin tek bir basamağına yani çürüğün ilerlediği ve kavitasyon gösterdiği ya da madde kaybıyla sonuçlandığı basamağa odaklanmışlardır. Ama etkili bir çürüğü tespit sistemini çürüğün bulunduğu aşamayı belirleyebilmeli, aktif lezyonla pasif lezyonu ayırt edebilmeli ve objektif olmalıdır. Fakat günümüze kadar olan çürük tespit sistemleri çürüğün daha önce belirtilen aşamalarını ölçmede ya başarısız olmuşlardır ya da yetersiz kalmışlardır (İsmail, 2004).

2002 yılında; kavitasyon göstermeyen aşamalarda diş çürüğünün teşhisinin önemine ve gerekliliğine karar verildiği, İskoçya’ da yapılan International Consensus Workshop on Caries Clinincal Trials (ICW-CCT) toplantısında ICDAS' ı geliştirme fikri ilk defa ortaya atılmıştır. İçlerinde temel bilimler, klinik bilimler ve davranış bilimlerinden araştırmacıların olduğu yüzün üzerinde katılımcı, sadece kavitasyon gösteren diş çürükleri üzerinde yapılan klinik çalışmaların gelecek için yetersiz ve eksik olduğu konusunda karar birliğine varmışlardır. Bununla beraber yine aynı toplantıda aralarında tutarsızlık bulunan çok az sayıda diş çürüğü tespit sisteminin olduğu bildirilmiştir (İsmail ve diğerleri, 2007).

İskoçya’daki toplantıdan yaklaşık üç ay sonra, ICDAS komitesi hem halk sağlığı, hem de fert sağlığı basamaklarında teşhis, prognoz ve diş çürüğünün kliniklerde yönetimi için daha kaliteli bilgilerin elde edilmesi için bugüne kadar ortaya konulan çürük teşhis tespit sistem kriterlerinin en iyileri alınarak, altın standart bir sistem oluşturmak ve geliştirmek için toplanmışlardır (İsmail ve diğerleri, 2007). Bu toplantıda ICDAS ortaya konulmuştur. ICDAS çürük teşhisi için birkaç yeni kriterde içermektedir.

Diş çürüğünün demineralizasyon nedeniyle oluşan gözle görünür başlangıç safhasından, kaviteasyon gösteren safhasına kadar bu sistem diş çürüğünü altı basamakta tespit etmek üzere dizayn edilmiştir (Ismail ve diğerleri, 2007). ICDAS koronal çürükler (pit, fissür, mesio-distal ve bucco-lingual), kök çürükleri, restorasyonlarla ilişkili çürükler ve örtücüler olmak üzere 4 kısma bölünmüştür.

2.3.1. ICDAS ne anlama gelir?

ICDAS' daki “D” diş çürüğünün tespiti yani;

- i) çürüğün aşaması
- ii) topografisi (pit, fissür ve düz yüzey)
- iii) anatomisi (koronal mı, kök mü) ?
- iv) restorasyon ya da örtücü durumu

“A” ise diş çürüğünün bulunduğu basamağın değerlendirilmesini (kaviteasyon var mı, yok mu) ve diş çürüğünün aktivitesini anlatır (Ismail ve diğerleri, 2007). ICDAS' ın en önemli yeniliklerinden ve avantajlarından biri de, sistemin esnekliği sayesinde klinisyenlerin ve araştırmacıların diş çürüğünün herhangi bir gelişim basamağını ve özelliğini seçip kendi araştırmaları veya çalışmaları için uygun hale getirebilmeleridir (Ismail ve diğerleri, 2007).

2.3.2 ICDAS II

ICDAS komitesi 2005 yılında, bu üç yıl süresince ICDAS ile ilgili yapılan klinik çalışmaların ve araştırmaların sonuçlarının da ortaya konulmasıyla, ICDAS ile ilgili kararların ve klinik kriterlerin tartışılması için Amerika Birleşik Devletleri' nde bir kere daha toplanmıştır. Seminer National Institute of Dental and Craniofacial Research (NIDCR) ve American Dental Association (ADA) tarafından himaye edilmiş, The International Association for Dental Research (IADR) tarafından desteklenmiştir (Pitts ve diğerleri, 2009). Seminerin konusu ve amacı karyoloji, klinik araştırmalar, restoratif dişhekimliği, pediatrik dişhekimliği, halk sağlığı, biyolojik bilimler ve dental organizasyon uzmanlarının diş çürüğünün klinik tespit kriterleri konusunda bir

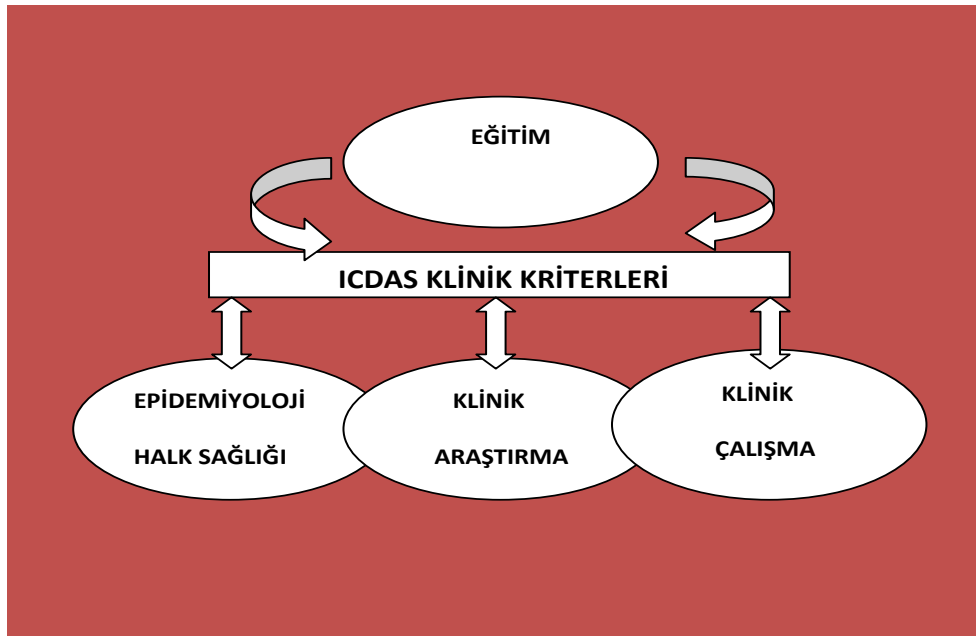
konsensus geliştirmelerini sağlamaktı. Ve bu amaca da seminerin sonunda ulaşılmıştır (Pitts ve diğerleri, 2009)

Bu konsensusa ek olarak katılımcılar:

1-Çürük basamaklarında olduğu gibi kavitasyon göstermeyen basamaklardaki demineralizasyon konseptini de en iyi şekilde tanımlamışlardır.

2-Bu yeni sistem için klinikte geğerli metodlar ve araştırma güncesi ortaya koymuşlardır.

Seminerin son çalışması ise 2002 yılında geliştirilen ICDAS kriterlerinin revize edilmesi ve revize edilmiş halinin ICDAS II olarak sunulmasıdır (Pitts ve diğerleri, 2009). ICDAS II çürük tespiti için yeni araçlar, kriterler sunmakta dolayısıyla hem klinik pratikte daha net ve kesin kararlar verilmesini sağlamakta hem de daha klinik ve epidemiyolojik araştırmalar yapılmasını sağlayacaktır. Bogota 'da yapılan toplantıda in vivo ve in vitro çalışmaların sonuçlarının katkısıyla ICDAS II sisteminde ufak tefek revizyonlar yapılmıştır.



şekil 2.1: ICDAS klinik kriterler eğitim şeması

2.3.2.1. Koronal çürüklerde gözle muayene ile diş çürüğü tespit kriterleri

ICDAS II tepsi Kodları diş çürüğünün tipine göre 0' dan 6' ya kadar sıralanır. Lezyonun bulunduğu bölgenin yüzey özellikleri (pit, fissür yoksa düz yüzey mi), komşu diş varlığı (mesialde mi distalde mi) ya da herhangi bir restorasyon veya örtücü ile ilişkili mi olduğuna göre ufak varyasyonlar mevcuttur. Ama temel kod sistemi aşağıda verildiği gibidir.

Kodlar

0: Sağlam. Çürük yok.

1: Minede gözle görülebilen ilk değişiklik. (Uzun süre hava ile kurutulduktan veya bir pit veya fissür ile sınırlıysa)

2: Minede gözle görülebilen bariz ve net değişiklik.

3: Lokalize mine kırığı (klinik olarak dentine kadar ilerlememiş)

4: Mine dentinden karanlık bir gölge alanla ayrılır.

5: Klinik olarak gözle görülebilen dentinle birlikte açık kavitasyon.

6: Klinik olarak gözle görülebilen dentinle birlikte açık ve büyük kavitasyon.

2.3.2.2. Koronal çürük Kodları

2.3.2.2.1. Pit ve fissürlerde

Kod 0: Sağlam diş yüzeyi

Çürüğe ait hiçbir belirti olmayacak. (Hava ile uzun süre kurutulduktan sonra (tavsiye edilen hava ile kurutma süresi beş saniyedir) minenin translusensliğinde şüphe duyulacak hiçbir değişiklik olmamalıdır.)

Kod 1: Minede gözle görülen ilk değişiklik

Dişte nemli halde hiçbir şekilde çürük aktivitesine işaret edebilecek bir değişiklik olmamalı fakat yaklaşık beş saniye hava ile kurutulduktan sonra çürük opasitesi veya renk değişikliği (beyaz veya kahverengi lezyon) görülmeli.

Kod 2: Minede gözle görülen belirgin değişiklik

Diş nemli iken gözlenmelidir. Diş nemli iken çürük opasitesi (beyaz nokta lezyonu) ve/veya kahverengi çürük renkleşmesi gözlenmeli ve bu renkleşme doğal fissur/fossalardan daha geniş ve sağlam mine dokusunu içermemelidir (Çürük lezyonu kuru halde gözlenebilmelidir).

Kod 3: Klinik olarak gözle görünebilir dentin veya dentin gölgesi olmayan çürüğe bağlı lokalize mine kırığı

Nemli haldeki diş yüzeyinde beyaz nokta lezyonu ve/veya doğal fissurlerden daha geniş bir kahverengi çürük renk değişikliği olmalıdır. Aynı zamanda hava ile kurutulduktan sonra pite veya fissura giriş sağlayabilecek genişlikte, diş yüzeyinde çürüğe bağlı madde kaybı bulunmalıdır. Bir kez beş saniye hava ile kurutulduktan sonra pite veya fissüre giriş sağlayabilecek kadar diş yapısında bir kayıp olmalıdır. Bu kayıp demineralizasyonun bir belirtisi olmalıdır ve pit ve fissürlere olan giriş normalden daha geniş olmalıdır. Oluşan bu kavitenin duvarlarında ve tabanında sadece mine olmalı, hiçbir şekilde dentin görünmemelidir.

Şüpheyeye düşülmesi halinde veya klinik gözlemi teyit etmek için kavitenin girişinin doğrulanması için "diş yüzeyinde kibarca gezdirilir" prensibine dayanılarak WHO/CPI/PSR sondu kullanılabilir. Bu yöntem bu sondun top uçlu tarafı şüpheli pit veya fissürelerin üzerinde yüzey devamlılığının kontrolü için gezdirilir. Ve bu esnada tabana düşülürse kaviteasyon tespiti de yapılmış olur.

Kod 4: Lokalize mine kırığı varken veya yokken dentinin karaltı şeklinde görülmesi

Madde kaybı gösteren veya göstermeyen (dentini göstermeyecek kadar yüzey devamlılığı bozulmuş), görünürde sağlam mine yüzeyi boyunca karaltı şeklinde uzanan renkleşmiş dentin. Karaltı şeklinde görüntü diş nemli iken daha rahat ve kolaylıkla izlenir. Çürüğün olduğu diş yüzeyine dik bir açı ile bakılınca karaltı dentindeki renkleşmeyi rahatlıkla göstermelidir.

Kod 3 ve 4, histolojik olarak derinlik açısından birbirinden ayırt edilmelidir. Bu da kalan mine dokusunun özelliklerine ve miktarına bağlıdır. Mesela süt dişlerindeki

daha translusent ve kalın mine dokusu, kendi içindeki madde kaybından dentindeki renkleşmeyi göstermeyebilir. Buna rağmen pek çok vakada Kod 4' teki dentin çürüğü Kod 3' tekenden daha derindir.

Kod 5: Gözle görülebilen dentinle birlikte belirgin kavitasyon

Altında dentinin görüldüğü opak veya renkleşmiş mine ile birlikte, diş yüzeyinin yarısını geçmeyen kavitasyon. Diş nemli bir şekilde incelendiğinde mine altındaki görünür dentini saklayabilir. 5 saniye kuruttuktan sonra kavitasyonun girişindeki madde kaybı görülür. Burada demineralizasyonun gözle görünür kanıtları kahverengi veya koyu kavite duvarları ve açılmış dentin bulunur. WHO/CPI/PSR sondlarından herhangi birisi kullanılarak kavitenin girişi teyit edilebilir. Sondu yuvarlak ucu açılmış olma ihtimali olan yüzeylerde yani pit/fissürlerde ve dentin kavitesinde gezdirilir. Yuvarlak uç kavite girişinde aşağı düştüğü anda kavite ve altındaki dentin tespit edilmiş olur.

Kod 6: Gözle görülebilen dentinle birlikte belirgin geniş kavitasyon

Altında dentinin görüldüğü opak veya renkleşmiş mine ile birlikte, diş yüzeyinin en az yarısını içeren büyük kavitasyon. Diş yüzeyinin en az yarısını içeren kavitenin duvarlarında ve tabanında dişteki ve dentindeki madde kaybı açıkça ortadadır.

2.3.2.2.2. Düz yüzeylerde (mesial ve distal)

Oklüzal, bukkal ve lingual yönlerden gözle muayeneyi içerir.

Kod 0: Sağlam diş yüzeyi

Çürüğe ait hiçbir belirti olmayacak. (Hava ile uzun süre kurutulduktan sonra (tavsiye edilen hava ile kurutma süresi beş saniyedir). Gelişimsel defektli yüzeyler (mine hipoplazisi, florozis), diş aşınmaları (atrizyon, abrazyon ve erozyon), intrensek ve ekstrensek renkleşmeler de sağlam olarak kabul edilir.

Kod 1: Minede gözle görülen ilk değişiklik

Dişte nemli halde hiçbir şekilde çürük aktivitesine işaret edebilecek bir değişiklik olmamalı fakat yaklaşık beş saniye hava ile kurutulduktan sonra klinik olarak

sağlam mine dokusuna dahil olmayan çürük opasitesi veya renk değişikliği (beyaz veya kahverengi lezyon) görülmeli. Bu gözlem bukkal ve lingual yüzeylerden yapılmalı.

Kod 2: Minede gözle görülen belirgin değişiklik

Çürük opasitesi (beyaz nokta lezyonu) ve/veya kahverengi çürük renkleşmesi gözlenmeli ve bu renkleşme sağlam mine dokusunu içermemelidir (Çürük lezyonu kuru halde gözlenebilmelidir). Bu lezyon bukkal ve lingual yüzeylerden incelendiği zaman da açık bir şekilde görünmelidir. Artı olaral oklüzal yüzden incelendiği takdirde opazite veya renkleşme marjinal sırt boyunca mine ile sınırlı karaltı şeklinde görülmelidir.

Kod 3: Klinik olarak gözle görünebilir dentin içermeyen çürüğe bağlı lokalize mine kırığı

Diş yüzeyi hava ile takriben 5 saniye kurutulduktan sonra bukkal ve lingual yönlerden mine dokusunun devamlılığının belirgin bir şekilde kaybolduğu gözlemlenmelidir. Kavitenin duvarları ve tabanı tamamen mine dokusundan ibarettir, dentin hiçbir şekilde izlenemez. Yüzey devamlılığının kaybolduğunu teyit etmek için WHO/CPI/PSR sondları ile mine yüzeyinde kibarca uygulanabilir.

Kod 4: Lokalize mine kırığı varken veya yokken dentinin karaltı şeklinde görülmesi

Dentindeki renk değişikliği marjinal sırt, mine dokusunun bukkal veya lingual duvarları boyunca karaltı şeklinde uzanır. Diş nemli iken bu görüntü genellikle daha kolay izlenir. Karanlık alan gri, mavi veya kahverengi renkli içsel bir karaltı şeklindedir.

Kod 5: Gözle görülebilen dentinle birlikte belirgin kavitasyon

Altında dentinin görüldüğü opak veya renkleşmiş mine ile birlikte, diş yüzeyinin yarısını geçmeyen kavitasyon. WHO/CPI/PSR sondlarından herhangi birisi kullanılarak kavitenin girişi teyit edilebilir. Sondu yuvarlak ucu diş yüzeyinde ve dentin kavitesinde gezdirilir. Yuvarlak uç kavite girişinde aşağı düştüğü anda kavite girişi tespit edilmiş olur.

Kod 6: Gözle görülebilen dentinle birlikte belirgin geniş kavitasyon

Altında dentinin görüldüğü opak veya renkleşmiş mine ile birlikte, diş yüzeyinin en az yarısını içeren büyük kavitasyon. Diş yüzeyinin en az yarısını içeren kavitenin duvarlarında ve tabanında dişteki ve dentindeki madde kaybı açıkça ortadadır. Marjinal sırt dahil olabilir de olmayabilir de.

2.3.2.2.3. Açık düz yüzeylerde (bukkal, lingual ve komşu diş olmadığı durumlarda mesial ve distalden direk gözleme izin veren vakalarda)

Kod 0: Sağlam diş yüzeyi

Çürüğe ait hiçbir belirti olmayacak. (Hava ile uzun süre kurutulduktan sonra (tavsiye edilen hava ile kurutma süresi beş saniyedir). Gelişimsel defektli yüzeyler (mine hipoplazisi, florozis), diş aşınmaları (atrizyon, abrazyon ve erozyon), intrensek ve ekstrensek renkleşmeler de sağlam olarak kabul edilir.

Kod 1: Minede gözle görülen ilk değişiklik

Dişte nemli halde hiçbir şekilde çürük aktivitesine işaret edebilecek bir değişiklik olmamalı fakat hava ile kurutulduktan sonra klinik olarak sağlam mine dokusuna dahil olmayan çürük opasitesi görülmeli.

Kod 2: Minede gözle görülen belirgin değişiklik

Çürük opasitesi (beyaz nokta lezyonu) ve/veya kahverengi çürük renkleşmesi gözlenmeli ve bu renkleşme sağlam mine dokusunu içermemelidir (Çürük lezyonu kuru halde gözlenebilmelidir). Çürük lezyonu gingival marjinalin proksimaline çok yakın bir şekilde lokalize olmalı (proksimalde veya 1mm içinde) veya diş yüzeyindeki ortodontik veya protetik bir ataçmanla ilişkili olmalıdır.

Kod 3: Klinik olarak gözle görünebilir dentin içermeyen çürüğe bağlı lokalize mine kırığı

Diş yüzeyi hava ile kurutulduktan sonra mine dokusunun devamlılığının belirgin bir şekilde kaybolduğu gözlemlenmelidir. Kavitenin duvarları ve tabanı tamamen mine dokusundan ibarettir, dentin hiçbir şekilde izlenemez. Eğer şüpheye düşülürse yüzey

devamlılığının kaybolduğunu teyit etmek için WHO/CPI/PSR sondları ile mine yüzeyinde kibarca uygulanabilir.

Kod 4: Lokalize mine kırığı varken veya yokken dentinin karaltı şeklinde görülmesi

Dentindeki mine dokusu boyunca karaltı şeklinde uzanan, kahverengi veya beyaz opak lezyonun ötesinde renk değişiklidir. Diş nemli iken bu görüntü genellikle daha kolay izlenir. Karanlık alan gri, mavi veya kahverengi renkli içsel bir karaltı şeklindedir.

Kod 5: Gözle görülebilen dentinle birlikte belirgin kavitasyon

Altında dentinin görüldüğü opak veya renkleşmiş mine ile birlikte, diş yüzeyinin yarısını geçmeyen kavitasyon. WHO/CPI/PSR sondlarından herhangi birisi kullanılarak kavitenin girişi teyit edilebilir. Sondu yuvarlak ucu diş yüzeyinde ve dentin kavitesinde gezdirilir. Yuvarlak uç kavite girişinde aşağı düştüğü anda kavite girişi tespit edilmiş olur.

Kod 6: Gözle görülebilen dentinle birlikte belirgin geniş kavitasyon

Altında dentinin görüldüğü opak veya renkleşmiş mine ile birlikte, diş yüzeyinin en az yarısını içeren büyük kavitasyon. Diş yüzeyinin en az yarısını içeren kavitenin duvarlarında ve tabanında dişteki ve dentindeki madde kaybı açıkça ortadadır. Marjinal sırt olabilirde olmayabilir de.

2.3.2.3.Koronal çürüklerde histolojik incelemede diş çürüğü tespit kriterleri

Kod 0: Mine demineralizasyonu veya dar alanlı bir opazite izlenmeyecek.

Kod 1: Mine tabakasının dış yarısı ile sınırlı mine demineralizasyonu.

Kod 2: Minenin iç yarısını ve dentinin dış 1/3'ünü içeren demineralizasyon.

Kod 3: Klinik olarak mikro kavitasyon gösteren ve dentinin orta 1/3'ünü içeren demineralizasyon.

Kod 4: Lokalize mine kırığı varken veya yokken dentinin karaltı şeklinde görülmesi. Klinik olarak izlenebilen ve dentinin orta 1/3'ünü içeren demineralizasyon.

Kod 5: Kavite yüzeyin yarısını geçmediği ve pulpanın ışınlama süresi olduğu veya olmadığı dentinin iç 1/3'ünü içeren demineralizasyon.

Kod 6: Kavite yüzeyin yarısından fazla olduğu ve pulpanın ışınlama süresi olduğu veya olmadığı dentinin iç 1/3'ünü içeren demineralizasyon.

2.3.2.4. Koronal çürüklerde radyolojik muayenede diş çürüğü tespit kriterleri

Kod 0: Radyolusensi yok.

Kod 1: Mine tabakasının dış yarısında radyolusensi

Kod 2: Minenin iç yarısında, mine-dentin bileşimini içeren veya içermeyen radyolusensi.

Kod 3: Dentinin dış 1/3'ünde radyolusensi.

Kod 4: Dentinin orta 1/3'ünde radyolusensi.

Kod 5: Dentinin iç 1/3'ünde radyolusensi ve klinik olarak gözlenebilen kavite

Kod 6: Pulpada radyolusensi ve klinik olarak gözlenebilen kavite

2.4. Lazer floresans yöntemi

Lazer floresans sistemi ile çalışan bu çürük teşhis yönteminin nasıl çalıştığını daha iyi anlamak için ilk önce floresans ışınlamayı tanımlamak gereklidir. Floresans ışınlamayı, herhangi bir dalga boyundaki bir ışığın doku tarafından absorbe edilmesinin ardından daha uzun bir dalga boyuyla yayılmasıdır. Floresans ışınlamayı oluşabilmesi için belirli bir maddenin belirli bir dalga boyuyla uyarılması gerekir.

Üç farklı tip Floresans ışınlamayı vardır:

- 1) Ultraviyoleye yakın mavi Floresans
- 2) Mavi ve yeşil ile oluşan sarı-turuncu Floresans

3) Kırmızıdan uzak ve infrarede yakın Floresans

Yöntemin çalışma sistematığıne bakacak olursak; sağlam ve enfekte bölgeler arasında kızıl ötesi bölgede uyarılan floresans ışınımında belirgin bir fark vardır. Dolayısıyla bu şartlar altında çürükteki floresans sağlam diş dokusuna göre belirgin olarak daha yoğundur. Çürük ve sağlam dişin arasındaki floresans yoğunlukları oranı 7000-8000 nm' lik tüm spektrum alanından çok daha fazladır. Böylelikle diş floresans ışınımı ile optik olarak incelenebilmektedir.

Lazer Floresans yöntemi 1981 tarihinde ilk defa olarak Bjelkhagen tarafından denenmiştir. Bjelkhagen 488 nm' lik mavi-yeşil argon lazer ışığı kullanarak sağlam ve çürük mine dokularını karşılaştırmıştır (Bjelkhagen ve Sundstrom, 1981). Ve kullandıkları bu yöntemle sağlam ve çürük mine dokularının rahatlıkla ayırt edilebildiğini bildirmişlerdir (Bjelkhagen ve Sundstrom, 1981). Helyum neon lazerin kullanıldığı başka bir çalışmada; mineden yansıyan ışığın nedeninin hidroksi apatit kristalleri, dentinden yansıyan ışığın sebebinin ise dentin tübülleri olduğu bildirilmiştir.(Lussi ve diğerleri, 2004)

2.4.1. Diagnodent

Diagnodentin temel çalışma mekanizması, çürük lezyonunun çevre sağlam dokuya göre lazer floresans ışınımını farklı absorbe etmesi ve saçmasını esas alır. Daha önce anlatılan bulgular esas alınarak Kavo (Biberach, Almanya) tarafından esas olarak oklüzal çürüklerin saptanması ve rakamsal olarak ölçülmesi amacıyla geliştirilmiştir. Çürüğün diş dokusunda neden olduğu değişiklikler uyarılmış dalga boyunda floresans özelliğinin artmasına neden olur. Alet 655 nm dalga boyunda lazer ışığı üretir. Bir fiber optik uç, bir fiber kablo ve elektronikleri içeren bir üniteden oluşur. Pille çalışır. Lazer diod dişe direk olarak yönlendirilen belirli bir dalga boyunda ışık sağlar. Işık, fiber optiklerle diş üzerine yansıtılır. Lazer ışığı dişteki organik ve inorganik maddeler tarafından absorbe edilir. Işığın bir kısmı dişin yapısında bir değişiklikle karşılaştığı zaman farklı dalga boyunda floresans ışığa dönüşür ve kızıl ötesi floresans ışık olarak geri yansır. Aynı zamanda bir bakteri metabolit artışı olan porfirin de Floresans ışık ürettiği için çürük varlığında Floresans artar. Bir fotodiod da alıcı olarak görev yapar.

Dokudan yansıyan floresans ve saçılan ışık bir araya toplanır ve fotodioda taşınır. Daha sonra da sayısal değer olarak monitörde okunur.

Diagnodentte 655 nm dalga boyunda, 1 W gücünde lazer diod ve 680 nm' lik filtreler kullanıldığında ışık penetrasyonunun 2 mm derinliğe kadar ulaştığı bildirilmiştir (Lussi ve diğerleri, 2004)

Diagnodentte iki farklı fiber optik uç bulunur:

- 1) Konik şekilli A ucu: Fissür ve arayüz yüzeyleri için.
- 2) Geniş B ucu: Bukkal ve lingual yüzeyler için.

Bu fiber optik uçların kalibrasyonu firma tarafından diagnodent seti içinde verilen seramikle yapılır. Düz yüzeylerde A ucu, oklüzal yüzeylerde B ucu daha etkilidir. Ara yüzeylerde kullanım fiber optik ucun boyutları nedeniyle kısıtlıdır. Bununla beraber 2008 yılında yapılan bir çalışmada ara yüz çürüklerinde A tipi ucun daha etkin olduğu bildirilmiştir (Tagtekin ve diğerleri, 2008).

İki tip Diagnodent cihazı vardır. Birincisi ilk geliştirilen Diagnodent cihazı diğeri ise klinik kullanımda kolaylık ve pratiklik sağlamak için geliştirilen Diagnodent pen'dir.

Lussi ve diğerlerinin 2001 yılında yaptıkları çalışmada 322 dişin oklüzal yüzeylerinin incelendiği bir çalışmada Diagnodent okumalarında 0-13 değerini: çürük yok, 14-20 değerini mine çürüğü ve >20 değeri ise dentin çürüğü olmak üzere altın standart olarak belirlenmiştir. Sonuçlarda 20 değerine kadar olan değerler pratikte restoratif bir müdahale gereği hissetmediğimiz değerler olarak saptanmış, 20'den büyük dentin çürüğü olarak belirlenenlerde ise ancak hastanın genel çürük durumu, flor ve diyet durumu olumsuz olarak bulguyu destekliyorsa konservatif bir tedaviye gereksinim var denmiştir. Ayrıca Diagnodent'in ikinci yöntem olarak da teşhise önemli katkılar yapabildiği, 322 oklüzal yüzeyin 100 tanesinde görsel inceleme, bite-wing radyografi ve Diagnodent kullanıldığı zaman dentin çürüğü tespit edildiği, bu 100 dişin sadece 29 tanesinde görsel inceleme ile dentin çürüğü belirlenebildiği, 2. yöntem olarak bite-wing radyografi kullanıldığında belirlenen sayının 71'e çıktığı; Diagnodent de kullanıldığında ise 92 dentin lezyonu belirlendiği rapor edilmiştir.

Klinik ve radyolojik olarak teşhisi zor olan fissür çürüklerinde erken teşhise imkan verir. Lazer gücü düşük olduğu için dokularda yıkıma ve kayba neden olmaz, zararsızdır. Diagnodent ile teşhisin ağrısız olması hasta memnuniyetini ve hekime olan güvenin artmasını beraberinde getirir (Lussi ve diğerleri, 2004).

Diagnodent yönteminin bir takım dezavantajları da vardır. Dental plak ve diştaşı varlığında mine veya dentin yapısında bir değişiklik varmış gibi ölçüm yapabilir. Restorasyonlu dişlerde ve sekonder çürüklerde başarısızdır. Pulpası açılmış derin dentin çürüklerinde ayırıcı teşhis yapamaması gibi olumsuz tarafları da vardır. Bu dezavantajlarının yanında çürük lezyonu haricindeki renkleşmelerinde floresans ışınımına neden olabileceği unutulmamalıdır (Huth ve diğerleri, 2008).

2.4.1.1. Diagnodentin klinikte kullanımı

Cihazı açmak için açma düğmesine 1 sn ile basılır. Kapatılması için de aynı düğmeye 5 sn ile basılması yeterlidir. Cihazın F ile gösterilen fiber optik ucu düz yüzey çürüklerinin tespitinde ve A ile gösterilen fiber optik ucu ara yüz çürük tespitinde kullanılır. Cihaz kullanılmadan önce gerekli fiber optik uç cihaza takılmalıdır. Ara yüz ucun üzerinde kırmızı ile belirtilen nokta dişe doğru yönelmiş olmalıdır. Bu nokta ışığın geliş yönünü göstermektedir. Bu fiber optik uç 360 derece döndürülebilir ve mesial/distal olarak ayarlanabilir. Cihaz kullanılmadan önce kalibre edilmelidir. Bunun için Kavo firması tarafından hazırlanan seramik altın standart kullanılır.

Diagnodent hastaya uygulanmadan önce diş ve çevre dokuların tükürükten izolasyonu sağlanır. Dişler okuma öncesi muhakkak kuru ve temiz olmalıdır. Yeterli izolasyon sağlandıktan sonra fiber optik uç kendi etrafında döndürülerek sağa-sola eğimlendirilerek en yüksek okuma değerine ulaşılan kadar diş yüzeyinde gezdirilir. Özellikle fissürlerde “gizli çürük” olabileceği unutulmamalıdır. Herhangi bir şüphe varsa fissür invaziv olarak açılmalı ve okuma tekrarlanmalıdır. Özellikle ara yüz ucun kullanımı esnasında hastanın hareketsiz kalması sağlanmalı ve fiber optik uç sıkıştırılmamalıdır.

Tablo 2.1: Diagnodent değer tablosu

DİAGNODENT DEĞERİ	DİŞİN ÇÜRÜK DURUMU
0-13	Sağlıklı diş
14-20	Mine çürüğü
21-29	Derin mine çürüğü
30' dan büyükse	Dentin çürüğü

Arayüz yüzlerdeki okumalarda ulaşımın zor olduğu ve bu bölgelerde daha düşük okuma değerleri alınabileceği unutulmamalıdır. Lekelenmelerde, plak ve diştaşı varlığında, kompozit dolgularda, remineralize olmuş çürüklerde, renklenmelerde, fissür örtücülerde, hipokalsifiye minede ve pulpaya çok yaklaşıldığı durumlarda hatalı okumalar olabileceği göz önünde tutulmalıdır.

2.5. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) - Dental Volumetrik Tomografi (DVT)

Bilgisayarlı tomografi ile ilgili çalışmalar 1960'lı yıllarda Amerikalı fizik profesörü A.M. Cormak tarafından yapılmış, ancak ilk kez tasarlanılarak kullanılması 1972 yılında İngiliz fizikçi Dr. G.N. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiştir (Hounsfield, 1973).

Bilgisayarlı tomografinin çalışma prensibi bir tüpten yayılan iyi kolime olmuş X ışını demetlerinin parlak dedektörlere veya iyonizasyon bölmelerine yönlendirilmesi esasına dayanır. Tarayıcının geometrik şekline göre radyografik tüp ve dedektörler hasta çevresinde bir eksen üzerinde senkronize şekilde hareket ederler. Ya da halka biçimli dedektörler içinde ışın kaynağı dairesel bir şekilde hareket eder. Tarayıcının bu şekilde

hareket etmesi sürekli ve seri şekilde görüntü elde edilmesini sağlar. Günümüzde sıklıkla kullanılan tarayıcılar helikal veya spiral tarzda hareket ederek görüntü sağlarlar. Bilgisayarlı tomografide hastanın üzerinde yattığı masa sabit pozisyonda iken hastaya ince bir demet şeklinde x ışını gönderilir ve bir adet kesit görüntü elde edilir. Yeni bir kesit almak istenirse masa istenilen miktarda ilerletilerek yeni bir kesit daha elde edilir. Spiral bilgisayarlı tomografi, son yıllardaki teknolojik gelişmeler sonucu kesintisiz olarak daha uzun süreli x ışını üretebilen tüplerin geliştirilmesi ile uygulanabilen yeni bir tekniktir. Spiral BT’de tüp 20-80 sn boyunca kesintisiz olarak x ışını üretirken hastanın üzerinde bulunduğu masa istenilen hızda BT cihazında ilerletilir. Sonuçta, tek bir kesit yerine masanın ilerleme miktarı kadar kalınlıkta bir blok incelenmiş olur. Bloğun şekli bir spirali andırdığı için yöntem, “spiral” ya da “helical” olarak isimlendirilmiştir. Bu tip tarayıcılarda hasta, çevresinde x ışını kaynağı ve tarayıcıların döndüğü raylı bir sedye üzerine uzanır ve bu sedye tüp içine doğru sabit bir hızda hareket eder (Goldman, 2007; Kalender, 2006).

Bilgisayarlı tomografi görüntüsü dijital bir görüntüdür ve bilgisayara gönderilen çok sayıdaki kesitlerin birleştirilmesi esasına dayanır. Örneğin bir kesit derecenin üçte biri oranında elde edildiyse alınan 1080 kesit hastanın çevresinde 360 derece dönmesi anlamına gelir. 1080 kesitten oluşan veri tek bir görüntünün yapılandırılması için yeterli bilgiyi sağlar (Goldman, 2007).

Bilgisayarlı tomografinin konvansiyonel görüntüleme tekniklerine göre birçok avantajı vardır. Birincisi, ilgilenilen bölge dışında kalan yerlerin görüntü üzerindeki süperpozisyonları engellenir. İkinci avantajı, yüksek çözünürlüğüyle dokular arasındaki farklılıkları %1’den daha az kontrast değişimleriyle gösterebilir. Konvansiyonel radyografi tekniklerinde bu oran %10’dur. Üçüncü avantajı, tek bir görüntülemeye aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlerde inceleme olanağı sağlar. Buna multiplanar görüntüleme adı verilir (Goldman, 2007). Multiplanar bilgisayarlı tomografiler teşhis için çok önemli bilgi verseler de iki boyutlu olmaları sebebiyle bazen klinisyenin değerlendirmekte güçlük çekmesine neden olabilir. İşte bu nedenle üç boyutlu görüntü oluşturmaya yönelik bir ihtiyaç doğmuş ve bilgisayar programları buna göre geliştirilmiştir (Kalender, 2006).

Bilgisayarlı tomografi kullanımı üç boyutlu maksillofasiyal görüntülemeye geniş yer bulmuştur. Geleneksel yöntemlerin başlıca problemi maliyeti ve gerektirdiği geniş alandı. Aynı zamanda hastaya verilen doz da oldukça yüksekti. Bununla birlikte medikal teknolojideki gelişimler sayesinde daha az yer kaplayan ve daha düşük dozda çalışan cihazlar üretilmeye başlanmıştır.

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi iki boyutlu sensör ile birlikte fan şeklinde ışın yerine konik şekilli x-ışını kullanmaktadır. Bu cihazın kullanımı esnasında ışın ve sensörün basit bir dönüşü ile maksillofasiyal bölgenin volumetrik bilgisi elde edilmiş olur. Bu cihazın karakteristik özelliği konvansiyonel BT'ye nazaran daha düşük giriş dozu ile daha yüksek rezolüsyona sahip bir görüntünün elde edilebilmesidir. (Arai ve diğerleri, 1999, Palomo ve diğerleri, 2006).

2.5.1. Dental volumetrik tomografinin çalışma prensibi

Görüntüleme x-ışını kaynağı ve detektörün bağlı olduğu bir eksen üzerinde dönen hastanın konumlandırıldığı bölüm (gantri) kullanılarak elde edilir. Konik şekilli iyonize radyasyon kaynağı incelenecek alan ve buradan karşı tarafta yer alan sensör üzerine ışın gönderir. X-ışını kaynağı ve sensör incelenecek alanın merkezi etrafında döner. Rotasyon esnasında incelenecek alanının çoklu (150>600 arasında değişen) ardışık projeksiyonları elde edilerek projeksiyon verisi oluşturulur. Sonuç olarak dental volumetrik cihazları konik yapıda tek bir ışın demetiyle hastanın başının etrafında 360 derecelik tek bir rotasyonla yeterli veriyi elde etmektedir. Bu işlem yelpaze şeklindeki x-ışınlarının gönderilmesiyle “inceleme alanı”nın (FOV) alanının tek tek görüntü kesitlerini alan ve “bu kesitlerin istiflenmesi” ile 3 boyutun elde edildiği “medikal tomografi”lerden farklılaşır. DVT sisteminin belirgin avantajı, daha kısa süreli tarama zamanı, hastanın hareketi sonucu oluşan görüntü distorsiyonunda azalma ve artmış x-ışını tüpü verimliliğidir. Bunun yanı sıra temel dezavantajı artifakta bağlı görüntü kalitesinde ve fazla saçılan radyasyonun taranmasına bağlı kontrast rezolüsyondaki sınırlılıktır. Daha fazla projeksiyon verisi görüntünün rekonstrüksiyonunda daha fazla bilgi, daha fazla uzaysal ve kontrast rezolüsyonu, daha yumuşak imaj ve metal artefaktlarının azalmasını sağlar. Fakat bu durum daha uzun tarama süresi, daha fazla hasta dozu ve daha uzun rekonstrüksiyon süresi anlamına gelmektedir. Volumetrik verilerin rekonstrüksiyonu için kullanılan projeksiyon sayısının azaltılması hasta

dozunu azaltabilir fakat imaj kalitesinde azalmayla sonuçlanır (Borahan ve diğerleri, 2012).

DVT sistemlerinde medikal tomografi sistemlerinde kullanılmakta olan aksiyel (horizontal düzlem), koronal (frontal düzlem) ve sagittal (lateral düzlem) kesitlerin incelemesinin yanı sıra çapraz kesitler de almak mümkündür. Çapraz kesitler mandibula ve maksillanın ark pozisyonuna göre yerleştirilen referans noktaları ile tüm arkın bukko-lingual yönde inceleme olanağını sağlamaktadır (Danforth ve diğerleri, 2003; Scarfe ve diğerleri, 2006). DVT sistemleri hemen hemen tüm branşlarda kullanılmaktadır. DVT'nin en çok kullanıldığı alan, cerrahi uygulama öncesi dental implant planlamasıdır. İmplant cerrahisi öncesi, implantın ideal boyutu, lokalizasyonu ve komşu yapılarla olan ilişkisinin değerlendirilmesi gereklidir. Alveol kemiğinin boyutlarının ve anatomik noktalarla (maksiller sinüs, mandibular kanal, nasal boşluklar vb.) olan ilişkisi 3 boyutlu DVT sistemleri ile incelenebilir. Bu görüntülerle 3 boyutlu somut modeller ve "implant rehberleri" elde edilebilir. Böylece oluşabilecek komplikasyonlar tamamen ortadan kaldırılabilir. Gömülü 3. Molar dişlerin çekimi öncesi dişin mandibular kanal ile olan ilişkisi, kök şekilleri ve dişin yönü ayrıntılı bir biçimde değerlendirilebilmekte ve çekim sonrası oluşabilecek komplikasyonlar da en aza indirilebilmektedir (Danforth ve diğerleri, 2003; Scarfe ve diğerleri, 2006).

Çene kemiklerinde oluşabilecek kist, tümör gibi patolojik değişikliklerin incelemesinde aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerin yanı sıra çapraz kesitler ile görüntülenmesi ve hacimsel 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesi; hekimin teşhis ve cerrahi tedavi planlamasını rahat bir şekilde inceleme olanağı sağlamaktadır. Dental ve maksillofasiyel fraktürlerin tespitinde konvansiyonel tomografiye göre daha az radyasyon veren DVT çok net görüntüler vermektedir (Danforth ve diğerleri, 2003; Scarfe ve diğerleri, 2006).

Temporomandibular eklemdede ağrı veya disfonksiyonunda DVT sistemi kullanımı erozyon, fraktür, ankiloz veya gelişimsel anomalilerin tespiti veya kondilin fossadaki pozisyonunun değerlendirilmesinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Aya ve diğerleri, 2006).

Özellikle arayüz çürüklerinin saptanmasında ve çürük lezyonlarının derinliklerinin belirlenmesinde DVT sisteminin etkinliğinin araştırıldığı çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmaların büyük çoğunluğunda çürük lezyonunun tespitinde konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığında hemen hemen aynı etkinlik derecesine sahip olduğu bildirilmiştir (Kamburoğlu ve diğerleri, 2010; Kayıpmaz ve diğerleri, 2010).

Bazı çalışmalarda özellikle kavitasyon göstermeyen erken dönem çürük lezyonlarında DVT ile çürük tespitinde diğer konvansiyonel yöntemler de olduğu gibi düşük düzeyde başarı elde edildiği bildirilmiştir (Kalathingal ve diğerleri, 2007; Tsuchida ve diğerleri, 2007). Sadece çürük lezyonun tespitinin değil derinliğine de bakan çalışmalarda bilgisayarlı tomografinin çürük lezyonun derinliğinin belirlenmesinde az da olsa daha etkin olduğu bildirilmiştir (Kalathingal ve diğerleri, 2007; Akdeniz ve diğerleri, 2006).

DVT'nin periapikal lezyonların tanısında konvansiyonel dental radyografilerden daha duyarlı olduğu bildirilmiştir. DVT sistemleri kök kanallarının konfigürasyonu, kök kanal ölçümleri, aksesuar kanalların belirlenmesi, kök fraktürlerinin, eksternal ve internal rezorbsiyonunun 3 boyutlu görüntülenmesini sağlamaktadır (Palormo ve diğerleri, 2006).

Newtom 3G dental volumetrik bilgisayarlı tomografi

NewTom 3G (Quantitative Radiology, Verona, İtalya) Dental Volumetrik Tomografi cihazının özelliklerine bakacak olursak; cihaz 3.6 saniye süren ve hastanın başı çevresinde 360° nin her bir derecesinden 1 kesit alarak 360 adet kesitten 3 boyutlu bir total volüm oluşturmaktadır (saniyede 100 görüntü). Bu temel veriden istenen bölgelerden kesitler oluşturulur. Aksiyal kesitlerde 100 µ kesit aralığı, sagittal ve koronal kesitlerde 0,5 mm, cross-sectional kesitlerde 0,5 mm detayla incelemesi yapılarak birebir ölçümlendirilir. Bu verilerden yola çıkılarak hastanın bire bir modellerinin inşası mümkün olmaktadır (Ludlow ve diğerleri, 2003). Ayrıca planlanmış implant çalışmasının hastaya uyumlu implant kılavuzu yapılabilir. Bu sayede diş hekimliği kliniği pratiğinde, cerrahi, implantoloji, periodontoloji ve ortodonti alanında ihtiyaç duyulan tüm ölçümler birebir gerçekleştirilebilmektedir.

Konik Işınli teknolojisinde CCD (Charge-Coupled Device) kamera veya Flat panel olarak iki farklı sensör tipi vardır. CCD detektör sisteminde x-ışını CsI kristalleri ile optik sinyallere, daha sonra foto elektronlara dönüştürülür. Bu elektronlar ivmelendirilerek optik sinyallere dönüştürülerek CCD detektörleri tarafından okunur. Flat panel sistemi x-ışını fotonun bir sintilatör üzerindeki fotonu uyararak görünür ışık yayması ve bu ışığın Si-foto sensörler tarafından algılanıp görüntüye çevrilmesi ile işler (Palormo ve diğerleri, 2006).

2.6. Mikro bilgisayarlı tomografi

Mikro tomografi x-ışınlarını kullanarak kesitsel görüntüler alan ve bu görüntüleri birleştirerek nesnelerin üç boyutlu görüntülerini elde eden bir cihazdır. Mikro terimi cihazın aldığı görüntülerin mikrometre cinsinden ifade edilmesindendir. Sistem ilk kez 1980'lerin başında üst düzey x ışını kullanan BT'ler kullanarak geliştirilmiştir. Çok sayıda ülkede synchrotron (Elektronlar veya herhangi diğer yüklü parçacıklar eğrisel bir yörüngede tutulmak üzere ivmelendirildiklerinde hareket ettikleri yönde dar bir demet şeklinde elektromanyetik bir ışıma yaparlar. Bu ışıma synchrotron ışıması denir.) radyasyon kaynaklarının tanıtılmasıyla beraber madde bilimcileri yüksek yoğunlukta ve parlaklıktaki bu x ışınını kullanarak kesitleri mikrometrelere inecek bir BT geliştirdiler (Ritman, 2004).

MBT' nin küçük kemirgenleri bile görüntüleyebilen son teknoloji tarayıcılar içeren günümüz versiyonları, kanser tespit ve moniterizasyonunda, gen çalışmalarında ve ilaç argesinde kullanılan küçük kobay hayvanlarının görüntülenmesine duyulan ihtiyaçtan dolayı 1990' ların ortalarından itibaren geliştirilmeye başlanmıştır. Bu gelişim ile birlikte minimal invaziv bir yöntemle organ anatomileri ve organların pek çok fonksiyonu hakkında araştırma yapılmasının da önü açılmış oldu (Ritman, 2004).

2.6.1. Mikrotomografinin temel ilkeleri

Geleneksel optik veya elektron mikroskopisi herhangi bir örnek yüzeyinin veya ince kesitlerinin iki boyutlu görüntülerini gösterir. Ancak, genellikle orijinal üç boyutlu nesne yapıları hakkında bir sonuç iki boyut bilgisine dayanarak çıkartılamaz. Obje yapılarının üç boyutlu bilgileri, onları ışık mikroskopunda görüntülenebilecek en ufak kesitlere bölüp, iki boyutlu bilgileri üç boyutlu bir yapı modeline birleştirerek elde

edilebilir. Ancak bu yöntem sadece kullanışsız değil aynı zamanda objenin hazırlanması sırasında modelin değiştirilebileceğinden ve kesitler arasındaki uzaklık, üç boyut bilgisinin kaybolmasından korunmak için genellikle fazla kaba olacağından güvenilir değildir.

Sadece bir mikro bilgisayarlı tomografi sistemi örnek hazırlama veya kimyasal sabitleme olmadan üç boyutlu nesne yapılarını 1 mikrometreden daha küçük çözünürlükte görüntülememize ve ölçmemize olanak sağlar. MBT yöntemi ile iki boyutlu mikroskopi tekniğinden daha yüksek çözünürlükte, üç boyutlu ultrasonografik görüntülemeden daha düşük çözünürlükte görüntüler elde edilir (Landis ve Keane, 2010). Bir röntgen gölge görüntü, üç boyutlu bir nesneden iki boyutlu bir projeksiyonu temsil eder. En yalın ve basit anlatımla, röntgen ışınları bu gölge görüntüye paralel olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla gölge görüntünün üzerindeki her nokta ilgili kısmi röntgen ışınının yolu boyunca üç boyutlu nesnenin emilme bilgisinin birleşimini içerir. Mikro tomografinin temel çalışma prensibi de tek boyutlu gölge çizgilerden iki boyutlu nesne dilimlerinin seri yeniden üretiminden iki boyutlu projeksiyonların üretilmesi, iki boyutlu projeksiyonlardan da üç boyutlu projeksiyonların üretilmesine dayanır (Landis ve Keane, 2010).

Bilgisayarlı tomografide görüntüsü elde edilecek nesne sabit ve x-ray kaynağı bu nesnenin etrafında dönerken, mikro bilgisayarlı tomografide x-ray kaynağı nesnenin etrafında dönerken nesne sabit konumdadır (Landis ve Keane, 2010). Görüntüleri elde etme esnasında nesne sabit bir dönme hareketi ile 180 veya 360 derece dönecektir. Her açısal konumda bir gölge görüntüsü veya iletim görüntüsü elde edilecektir. Bir elde etme programı bütün bu projeksiyon görüntülerini diske kaydedecektir. Taramadan sonra veri seti bir set normal transmisyon röntgen görüntüsü içerir. Bu elde etmenin ardından dosya sayısı seçilen dönme adımına ve seçilen toplam dönüşe bağlıdır. Elde etme sona erdiğinde, yeniden inşa başlayacaktır. Elde edilen gölgesel açı projeksiyonları nesnenin içinden sanal dilimlerin yeniden inşası için kullanılacaktır. Her bir veri kesiti yeniden inşa logaritması kullanılarak üretilir. Bu ham veri henüz bir görüntü değildir, yeniden inşa edilen kesitteki emilim değerlerini tutan, kayan noktalı bir matristir. Yeniden oluşturulan dizi $N \times N'$ in boyutu açısal projeksiyon görüntüleri N' deki piksellerin sayısı ile tanımlanır. Yeniden oluşturma sonuçları doğrudan (tipik olarak –

16 bit bir görüntüye dönüştürerek) veya operatör tarafından bir yoğunluk penceresinin etkileşimli olarak seçilmesinin ardından 8 bit veya 16 bit görüntülere dönüştürülerek kaydedilir. Yoğunluk penceresinin seçilmesi esnasında asgari ve azami değerler seçilir. Bunların arasındaki tüm değerler yarım tonlu görüntü olarak görüntülenir. Asgarinin altındaki tüm zayıflama noktaları beyaz olurken azaminin üzerindeki her şey siyah olarak görüntülenecektir. Yeniden oluşturulan dizi seçilen yoğunluk aralığı içinde 256 seviye griye çizgisel dönüşüm ile kesitin yarım tonlu görüntüsü olarak gösterilecektir (Manual for Bruker-microCT CT-Analyser v. 1.13, 2013).

2.6.1.1. Görüntünün yeniden yapılandırılması

Röntgen gölge projeksiyonları, 12 bit olan 512x512 veya 1024x1024 piksel görüntüler olarak sayısallaştırılırlar. Kontrol programı her açısal konumda pek çok görüntüyü, bireysel piksellerin hassasiyeti, röntgen kaynağındaki akış uzaysal değişim ve lense bozulması için düzeltilmiş olan 16 bit derinliğindeki tek bir görüntüde toplar. Yeniden inşa programı (elde etme programı ile aynı anda çalışabilir) kontrol programı tarafından kaydedilen 16 bit açısal gölge projeksiyon görüntülerini okur ve sanal dilimleri (kesitleri) isteğe bağlı olarak seçilen bir ilgilenilen alan hacmi ile sınırlanan 512x512 ile 1024x1024 piksel ile 32 bit kayan noktalı görüntüler olarak yeniden inşa eder. Yeniden inşanın ardından ekrandaki kesitler, yeniden inşa edilen alanın herhangi bir dahili noktasında kesişen üç ortogonal kesit olarak, dilim dilim film şeklinde görüntülenebilir ve nesne modelini “döndürme” ve “kesme” olasılıkları ile gerçekçi bir üç boyut görüntü de oluşturabilir (Manual for Bruker-microCT CT-Analyser v. 1.13, 2013).

Kontrol programı görüntüleri röntgen kamerasından 12 bit/piksel formatında 1280x1280 veya 640x512 piksel boyutunda elde eder ve bu görüntülerin özel bir kısmını (konumu tarayıcı hizalaması ile tanımlanan) 32 bit/piksel tampon içine seçilen birleştirme zamanı esnasında 1024x1024 veya 512x512 piksele birleştirir. Bu görüntüler tek tek gölge görüntüleri olarak 16 bit TIFF formatında veya 8 bit Bitmap olarak kaydedilebilir ve yeniden yüklenebilir. Elde etme esnasında kontrol programı tüm açısal projeksiyonları dosya isimleri “prefixNNNN.tif” olan 16 bit TIFF görüntüleri olarak kaydeder. Buradaki “prefix” veri seti için seçilen ismi, “NNNN” açısal projeksiyonun 4 basamaklı bir formatta sayısını göstermektedir. Elde edilen projeksiyon görüntülerinin

seti, dataviewer ve cta gibi pek çok program ile açılabilir ve bir film olarak gösterilebilir. Bir tek projeksiyon “adobe photoshop” gibi 16 bit TIFF Kodlamalı görüntüleri destekleyen pek çok diğer program ile açılabilir (Manual for Bruker-microCT CT-Analyser v. 1.13, 2013).

Açısal projeksiyon elde edilmesi tamamlandığında, kontrol programı bir “prefix.log” dosyası kaydedecektir. Burada “prefix” seçilen veri ismidir. Bu metin dosyası tarayıcı hakkında ve elde etme süreci esnasında kullanılan tüm ayarlar hakkında gerekli tüm bilgileri içerir. Yeniden inşa programları bu dosyayı belli bir tarayıcı için elde etme geometrisini ve nesne konumu ile görüntü formatını açmak için kullanırlar (Manual for Bruker-microCT CT-Analyser v. 1.13, 2013).

Yeniden inşa, tek bir bilgisayar veya pek çok birbirinin aynısı veya farklı olan Gigabit ağı ile birbirine bağlanmış bilgisayar kullanan nrecon programı tarafından icra edilir. Bu program 16 bit TIFF formatında açısal projeksiyonları ve ilgili “.log” dosyasından sayısal bilgileri kullanır. NRecon programı yeniden inşa esnasında dahili hesaplamalar için kayan nokta veri değerlerini kullanır ve daha sonra operatörün çıktı dosyalarına bir gri ölçekli görüntü olarak kaydedilecek olan yoğunluk penceresini yeniden inşa edilen değerlerin bir aralığı olarak tanımlamasına izin verir. Yeniden inşa edilen görüntüler 1024x1024, 512x512 piksel veya seçilen alt dizi içinde 16 bit TIFF formatında veya 8 bit Bitmap veya JPEG formatlarında kaydedilebilir (Manual for Bruker-microCT CT-Analyser v. 1.13, 2013).

“TConv” programı yeniden inşa edilen tüm kesitlerin orijinal boyutlarının seçilen bir ölçeğe küçültülmesini sağlar. Veri setleri aynı zamanda, yeni bir örnek ile yendiden yazılabilir, sayısal indeksler değer olarak kaydırılabilir. Görüntüler Bitmap, JPG (ayarlanabilir sıkıştırma ile) ve TIFF formatları arasında dönüştürülebilir (Manual for Bruker-microCT CT-Analyser v. 1.13, 2013).

2D/3D işleme ve analiz için CTAn programı TIFF, BMP veya JPG formatlarında yeniden inşa edilen veri setleri ile doğrudan çalışabilir. İşlem ve analiz sonuçlarını Microsoft Excel'e uyumlu metin dosyalarına ve tablolarına kaydedebilir. Çevirme esnasında CTAn programı yeniden inşa edilen nesnelerin hızlı prototipleme ve stereolitografi için altın standart STL formatının yanı sıra gerçekçi görüntüleme için 3D

modelleri CTvol programına göndermek üzere dahili “ctm”, “p3g” ve “stl” formatlarında işleyebilir. Dönüştürme sonuçları 24 bit renkli Bitmap dosyalarının yanı sıra, önceden seçilen örnek ve filmdeki sahne sayısını belirten 4 basamaklı bir sayı içeren hareketli “film” olarak da kaydedebilir. Bu tür bir film CTAn proramına geniş bir sıkıştırma tekniği ve parametreleri ile sıkıştırılmış bir “.avi” dosyası olarak kaydedilmek üzere yüklenebilir (Manual for Bruker-microCT CT-Analyser v. 1.13, 2013).

2.6.2. Diş hekimliğinde kullanımı

Mikro bilgisayarlı tomografi diş sert dokularının nicelik ve nitelik özelliklerini değerlendirmeye imkan verir. Özellikle yeni başlamış çürüklerde mineral kaybını belirlemesi ve gösterebilmesi avantajlarından bir tanesidir (Gaiser ve diğerleri, 2011; Schwass ve diğerleri, 2009).

Diş çürüğü lezyonu boyunca mineral yoğunluğu değişim dereceleri tipik olarak diş çürüğünün gelişim süreci ile birebir ilişkilidir. Aynı zamanda incelenen bu yapıların elastik modülleri hesaplanarak diş hekimliğinde kullanılan materyallerle uyumlu olup olmadıkları sonucuna da varılabilir (Magne, 2005; Neves ve diğerleri, 2009; Sun ve Gibson, 2007; Zeiger ve diğerleri, 2009).

2007 yılında yapılan bir çalışmada opak mine lezyonları MBT ile in vitro olarak incelenmiş ve mineral kaybını belirlemede ve lezyonun özelliklerini belirlemede etkili olduğu bildirilmiştir (Huang ve diğerleri, 2007). 2010 yılında Yeni Zelanda' da yapılan bir çalışmada hipomineralize mine dokusunda mineral yoğunluğu incelenmiş ve mineral yoğunluğunu göstermede hassas ve etkin olduğu bildirilmiştir (Farah ve diğerleri, 2010). 2010 yılında kavitasyon göstermeyen serbest arayüz çürük lezyonlarının incelendiği bir çalışmada konvansiyonel ve dijital radyografi tekniklerine göre üstünlüğü bildirilmiş fakat bazı lezyonlarda histolojik bulgularla farklılığı rapor edilmiştir (Mitropoulos ve diğerleri, 2010). Özellikle in vitro çalışmalarda histolojik incelemelerin ciddi bir zaman ve materyal istemesi, sonuçların elde edilmesi için pek çok aşamadan geçmesi gerekliliği MBT'nin histolojik incelemeye ciddi bir alternatif olarak düşünülmesine neden olmuştur (Mitropoulos ve diğerleri, 2010; Rathore ve diğerleri, 2008).

2.6.3. Skyscan 1174 sistemine genel bakış

Masaüstü kompakt bir mikro bilgisayarlı tomografi sistemidir. Röntgen tarayıcı, yaşam ömrü uzun mühürlü bir metal-seramik röntgen kaynağı, röntgen parlaticıdan CCD'ye zoom lensi ile görüntü iletimine sahip bir röntgen kamerası, pozisyonlandırma ve rotasyonu sağlamak için obje işleyici ile bu birimleri kontrol eden elektronik devrelerden oluşur. Tarayıcı kontrolü, tomografik yeniden inşa, yeniden inşa edilen verilerin görüntülenmesi, 2D/3D görüntü işleme, analiz ve gerçekçi 3D görüntüleme için gerekli olan yazılım programı üretici firma tarafından sağlanır.

2.7. Kantitatif ışık ölçümlü floresans (QLF)

Lazer floresans yönteminin, lazer yerine ışık kullanıldığı şeklidir. Işığın dağıtılması veya saçılması, mineral kaybıyla ilişkili olarak çürük lezyonun ölçümünde kullanılır. Diş sert dokusunun floresans özelliği vardır. QLF ile dişin sert dokularından kaynaklanan yeşil floresans ve dış kaynaklı olan kırmızı floresans meydana gelir. Diş mavi ışığa maruz kaldığında yapısındaki floresans uyarılır ve yeşil floresans meydana gelir. Diş yapısında bulunan floresans, demineralizasyon ile azalır. Bu yüzden QLF ile görülen çürük lezyonu floresansı, diş sağlam dokularındaki değerlerden daha düşüktür. Bu yüzden demineralize sahalar QLF ile karanlık bölgeler olarak görünür.

Demineralize alanlarda floresans kaybını açıklayabilecek iki hipotez mevcuttur:

- 1) Lezyondan geri gelen ışık, sağlam yüzeyden geri saçılardan daha güçlüdür. Bu da lezyonda ışık yolunun daha kısa olmasındandır. Bu nedenle lezyonda birim hacme düşen emilimin daha az olması nedeniyle floresans daha az oluşur. (Amaechi, 2009).
- 2) Lezyondan geri yansıyan ışık, altındaki sağlam yüzeye ışığın ilerlemesini önler. Bu nedenle lezyonun altındaki lezyonsuz yüzeyin floresansı yukarı gelemez ve sonuçta o bölgede daha az bir floresans oluşur (Amaechi, 2009).

QLF sistemi el aleti, kontrol paneli, bilgisayar ve yazılımdan oluşur. Bu el aletinden üretilen 50W'lık xenon ışık, mavi filtreden geçer ve yol gösterici sıvı sayesinde dişe ulaşır.

2.8. Elektronik caries monitör (ECM)

Elektriksel iletkenlik ölçümlerinin kullanımına ilişkin teoriye göre, sağlam mine yüzeyleri iyi bir iletken değilken, çürüklü ve demineralize mine yüzeyleri daha fazla su içerdiğinden ölçülebilir düzeyde iletkenliğe sahiptir ve bu iletkenlik demineralizasyonun artması ile artar. Sağlam dentin ise minenin aksine oldukça iyi iletkenliğe sahiptir. Bunun sebebi ise içerisindeki çok sayıda olan dentin tübülleri.

Elektriksel iletkenlik esasına göre çalışan ECM potansiyel olarak demineralizasyonda ve remineralizasyonda minede oluşan pörözite değişikliklerini ölçebilir. Mine yüzeyindeki minerallerin kaybı ile porozite artar, minerallerin tekrar geriye göçü sonrasında pörözitede azalma olur. İşte bu bölgede olan pörözite farkları elektriksel iletkenliği etkiler (Zangoeei ve diğerleri, 2011). Ohms cinsinden devam eden ölçüm skalası, hava akım hacim kontrolü ve farklı ölçüm seçenekleri (devamlı, ardışık ya da biriken ölçüm) bulundurulur. ECM okumasındaki sayısal değerlendirme şu şekildedir:

1.0–3.00: sağlıklı mine veya erken çürük başlangıcı,

3.01–6.00: mine-dentin sınırına kadar ilerlemiş mine çürüğü, 6.01 – 8.00: dentin çürüğü,

8.01–13.00: derin dentin çürüğü göstergesidir.

2.9. Ultrasonik görüntüleme

Ultrasonun temel prensibi, ultrason cihazının probu tarafından oluşturulan yüksek frekanslı dalgaların (1-20mhz) test edilecek materyale veya biyolojik dokuya uygulanması, geriye dönen dalgaların probe tarafından emilip elektriksel impulslara çevrilmesi ve eko olarak saptanmasıdır (Hall ve Girkin, 2004). Her dokunun kendisine has bir akustik engellemesi vardır. Bu özelliğinden dolayı her doku ayrı bir iç eko düzeyine sahiptir. Böylece dokunun eko düzeyinde kaydedilen değişiklikler, dokuda patolojik değişikliklerin meydana geldiğini ifade eder.

Probe veya tarayıcı içindeki transducer, elektriksel impulsları ultra yüksek frekanslı ses dalgalarına çevirir ve dokuya iletir. Probe, geri yansıyan ses dalgalarını elektrik impulslara çevirerek işleminden geçirir ve monitöre gönderir (Tagtekin ve

diğerleri, 2008). Ultrason, kavitasyon oluşturmamış mine çürüklerinin tanısında, iki ayrı ortamda ses dalgalarının kat etme zamanı farklı olduğu için sağlam ve demineralize mine dokuları kolaylıkla ayırabilir. Ultrasonik dalgalar yüzeye dik şekilde uygulanırsa dokuda bulunan defekt daha kolay bir şekilde saptanabilir (Yanıkoğlu ve diğerleri, 2000).

2.10. Fiber optik transillüminasyon (FOTI)

Fiber optik transillüminasyon çürük mine dokusunun sağlam mine dokusuna göre daha düşük düzeyde ışık iletmesi prensibine dayanır. Demineralizasyon süreci mine ve dentin dokusunun kristal yapısını bozduğu için ışığın daha fazla absorbe edilmesine neden olur. Bunun sonucunda ışık uygulanan diş yüzeyi daha karanlık görünür. Bu yöntemde diş aydınlatmak için tercihen parlak ışık veren bir kaynak kullanılır. Diş dokusu fiber optik ışık kaynağı bulunan bir el aleti ile aydınlatılır ve çürük veya demineralize alanlar karanlık görünür (Zangoeei ve diğerleri, 2011). Bu teknikte oklüzal ve ara yüz çürük tespiti yapılabilir. Erken dönemdeki çürük lezyonlarının tespiti için uygun değildir (Amaechi, 2009). Ön grup dişlerde cihazın ucu dişlerin palatinal/lingual yüzeylerine yapıştırılır ve yansımalar yan yüzlerle diğer yüzlerden izlenir. Arka grup dişlerde ise cihazın ucu sırasıyla bukkal ve palatinal/lingual yüzlerine yapıştırılır. Yansımalar oklüzal ve diğer yüzlerden izlenir (Demirtola ve Solak, 1988). Yapılan bir klinik çalışmada transillüminasyon yöntemi ile radyolojik incelemeye göre daha fazla ara yüz çürüğü tespit edildiği rapor edilmiştir (Demirtola ve diğerleri, 1987).

2.11. Dijital fiber optik transillüminasyon görüntüleme (DIFOTI)

DIFOTI yöntemi, FOTI'nin eksikliklerini azaltmak üzere FOTI ve dijital kameranın birleştirildiği bir yöntemdir. FOTI oklüzal ve ara yüz çürüğü tespiti için dizayn edilmişken DIFOTI yöntemi gizli çürükler ve diş yüzeyindeki restorasyona komşu dokularda görülen çürük kavitelerinin (Frank kaviteleri) tespitinde kullanılır. Aynı zamanda dişteki kırık, çatlak ve sekonder çürüklerin teşhisinde de yararlıdır (Amaechi, 2009). Çürük diş dokusunun sağlam diş dokusuna oranla daha fazla ışık yayması ve absorbe etmesi prensibi ile çalışır. DIFOTI diş yüzeyini aydınlatmak için beyaz ışık kullanır ve anında dişe ait yüksek çözünürlükte dijital görüntüler oluşturur.

Aynı FOTI'de olduğu üzere çürük alanlar karanlık görünür. DIFOTI sisteminde görüntüler bir dijital CCD kamera ile sağlanır. Bu sayede anlık görüntülerin projeksiyonunu sağladığı için zaman içindeki farklı incelemelerdeki değışiklerin kıyaslanmasına olanak sağlar (Young ve Featherstone, 2005).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada ICDAS II adı verilen diş çürükleri tespit ve belirleme kriterlerinin kullanılarak ara yüz çürüklerini görsel muayene, 3 farklı dijital radyografi sistemi, lazer floresans, konik ışınli bilgisayarlı tomografi ve mikro bilgisayarlı tomografi ile incelenmesi ve etkinliklerinin değeriendirilmesi amaçlanmıştır. Bu araştırmada çalışma 2 aşamalı olarak yürütölmüştür. Çalışmanın ilk aşamasında çürüğün olup olmadığının tespitinde yöntemler kıyaslanmış, ikinci aşamada ise çürük derinliği açısından karşılaştırma yapılmıştır. Çalışma, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değeriendirme Etik Kurulu tarafından 28.03.2011 tarih ve YDÜ/2011/3-11 no'lu yazısıyla onaylanmıştır.

3.1.Çalışmaya Dahil Edilecek Dişlerin Seçimi ve Saklanması

Çalışmada ortodontik ve periodontal sebepler yüzünden çekilmiş 30 adet molar ve premolar insan dişi kullanılmıştır. Dişlerin üzerindeki eklentiler ve yumuşak doku artıkları suyun altında diş fırçası yardımıyla temizlenmiştir. Üzerinde herhangi bir restorasyon ya da fissür örtücü olan dişler çalışmada kullanılmamıştır. Ara yüz yüzlerinde belirgin bir şekilde mine dokusunda kayıp olmayan çürük lezyonu belirtisi (opak lezyon veya kahverengi renkleşme) gösteren dişler çalışmada kullanılmıştır. Çalışmamızda dişlerin seçimi bağımsız deneyimli bir diş hekimi tarafından gerçekleştirilmiştir. Dişlerin ara yüzlerinde herhangi bir kırık, çatlak ve doku kaybı olmamasına dikkat edilmiştir. Seçilen dişlerin her birine sırayla 1'den 30'a kadar numara verilerek numaralar her bir dişe ait plastik kaplar üzerine kodlanmıştır. Deney süresine kadar ve ara safhalarda dişler 1mg/l timol içeren 4 °C distile suda (International Organization For Standardization, 2003) saklanmıştır.

3.2. Gözlemcilerin Kalibrasyonu

Çalışma araştırmacı dışında 3 gözlemcinin değeriendirmelerinin skorlamalarının sonucu gerçekleştirilmiştir. Gözlemciler ICDAS II kriterleri ve lazer floresans için kalibre edilmişlerdir. ICDAS kriterleri kalibrasyonu için organizasyonunun kendi web sitesinde bulunan 90 dakikalık e-learning programı kullanılmıştır. Lazer floresans tekniği için firma önerileri doğrultusunda uygulama yapılmıştır. Kalibrasyon çalışmada kullanılmayan daha önce çekilmiş çürük dişler üzerinde gerçekleştirilmiştir.

3.3. Gözle Muayene

Çalışma kriterlerine uygun 30 adet dişin ara yüz yüzleri; kalibre edilmiş üç gözlemci tarafından ICDAS II' nin gözle muayene kriterlerine göre 0'dan 3'e kadar skorlanmıştır.

Bu kodlar:

0: Sağlam. Çürük yok.

1: Minede gözle görülebilen ilk değişiklik. (Takriben 5 saniye hava ile kurutulan kuru mine dokusunda)

2: Minede gözle görülebilen bariz ve net değişiklik.

3: Lokalize mine kırığı (Klinik olarak dentine kadar ilerlememiş)

Bütün gözlemler her gözlemci tarafından aynı dental ünit (Planmeca, Finlandiya) ışığı altında, aynı hava-su spreyi kullanılarak birbirlerinden bağımsız ve yalnız olarak yapılmıştır.

Her bir gözlemciye, bir önceki gözlemlerinin sonuçlarından habersiz ve bağımsız olarak bir hafta sonra aynı şartlar altında gözlemi kendi değerlendirmesinin tutarlılığını sağlamak için tekrarlatılmıştır. Sonuçlar formlara işlenmiş ve her iki gözleminin sonuçları tutarlılık testi yapılmak üzere saklanmıştır. Kalibrasyon kontrolleri sonucunda gözlemcilerin kendi gözlemleri arasında uyum %90 üzerinde oluncaya kadar gözlemci kalibrasyon eğitimi sürdürülmüştür. Uyum sağlandıktan sonraki gözlemi araştırmada değerlendirmeye alınmıştır.

Çalışmada çürüğün olup olmadığının sorgulandığı ilk aşamasında 0 skoru çürük yok olarak kaydedilmiş çürüğün derinliği ile ilgili olan 1, 2 ve 3 skorları çürük var olarak kaydedilmiştir.

3.4. Radyolojik Muayene

Çalışmanın ikinci aşaması için tüm radyolojik görüntüler (MBT, KIBT, Planmeca CCD, Digora SPP ve Vistascan SPP) ICDAS II çürük skorlama sisteminin

radyolojik görüntüler için belirlenen skarlama sistemine göre üç gözlemci tarafından değerdendirilmiş ve skarlannmıştır.

Bu kriterlere göre

KOD 0: Radyolusensi yok.

KOD 1: Mine tabakasının dış yarısında radyolusensi

KOD 2: Minenin iç yarısında, mine-dentin bileşimini içeren veya içermeyen radyolusensi.

KOD 3: Dentinin dış 1/3'ünde radyolusensi.

KOD 4: Dentinin orta 1/3'ünde radyolusensi.

KOD 5: Dentinin iç 1/3'ünde radyolusensi ve klinik olarak gözlenebilen kavitasyon

KOD 6: Pulpa odasına kadar radyolusensi ve klinik olarak gözlenebilen kavitasyon

Çalışmanın, çürüğün olup olmadığının sorgulandığı ilk aşamasında 0 skoru çürük yok olarak kaydedilmiş çürüğün derinliği ile ilgili olan Kod 1, 2, 3, 4, 5 ve 6 skorları çürük var olarak kaydedilmiştir.

3.4.1. Direkt Dijital Radyografi Sistemleri ile inceleme

Dişler anatomi laboratuvarından temin edilen eksiz edilmiş insan mandibula kemiği ve kafatası üzerindeki maxillasına kron kısımlarına zarar vermeden yerleştirilmiştir. Mandibula ve maxilla kemiklerine zarar vermemek için kök kısımları modifiye edilmiştir. Dişler kafatasının ait olduğu kemiğine kontaklı ve uygun biçimde yerleştirilmiştir (Şekil 3.1, Şekil 3.2).

Hazırlanan örnekler üç farklı dijital radyografi sistemi ile incelenmiştir.



Şekil 3.1: Mandibula

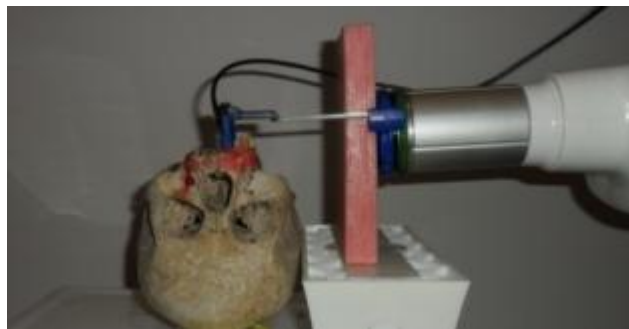
Şekil 3.2: Maxilla

3.4.1.1. Digora Optime SPP sistemi ile inceleme

Digora Optime fosfor plak (Soredex, Helsinki, Finland) sistemine ait fosfor plaklar ve bir radyolojik cihaz (Planmeca, Finlandiya) ile alttaki tabloda gösterilen farklı kilovoltaj (kVp) ve farklı ışınlama süresi süreleri ile bitewing projeksiyon geometrisi kullanılarak dijital görüntüler elde edilmiştir.

Tablo 3.1: Digora kVp miktarları ve ışınlama süreleri

KVP	IŞINLAMA SÜRESİ		
60 kVp	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn
66 kVp	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn
70 kVp	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn



Şekil 3.3: Dijital radyografi için modelleme

Işın kaynağı – film mesafesi konun uzunluğu da dikkate alınarak 30 cm olarak belirlenmiştir. Yumuşak dokuyu simüle etmek için 20 mm kalınlığında akril, kon ile dişler arasına yerleştirilmiştir. (Şekil 3.3)

Işınlama sonrası fosfor plaklar bekletilmeden Digora Optime tarayıcısında standart çözünürlükte taranmıştır. Oluşan görüntüler 8 bit kontrast derinliğinde, Tagged Image File Format (TIFF) formatında yöntemine ait -kVp-sn-diş numaraları ardı ardına yazılarak bilgisayara kaydedilmiştir. Örneğin 1-2-33.Tiff gibi. Kayıtlar daha sonra her gözlemci için farklı sıralarda şifrelenerek dosyalanmış, bu şekilde gözlemcilerin farklı direkt radyografi tekniklerini skorlarken inceleme sırasında hangi numaralı örneği değerlendirdiğini bilmemeleri sağlanmıştır. Bütün dijital görüntüler üç gözlemci tarafından standart çözünürlüklü ekranda aynı koşullar altında skorlanmıştır. Sonuçlar skorlanarak tablolara işlenmiştir.

Bu tablolarda her bir gözlemciye ait skorlar her bir kVp ve ışınlama zamanı için ayrı ayrı işlenmiştir.



Şekil 3.4: Digora Optime tarayıcısı

3.4.1.2 Vistascan SPP sistemi ile inceleme

Vistascan fosfor plak (Dürndental, Bissingen, Almanya) sistemine ait fosfor plaklar ve bir radyolojik cihaz (Planmeca, Finlandiya) kullanılarak farklı kVpler ve farklı ışınlama süresi süreleri ile dijital görüntüler elde edilmiştir.

Işınlama tabloda gösterilen kVp miktarkarı ve ışınlama süresi süreleri ile bitewing projeksiyon geometrisi kullanılarak yapılmıştır. Işın kaynağı – film mesafesi konun uzunluğu da dikkate alınarak 30 cm olarak belirlenmiştir.

Tablo 3.2. Vistascan kVp miktarları ve ışınlama süresi süreleri

KVP	IŞINLAMA SÜRESİ		
60 kVp	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn
66 kVp	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn
70 kVp	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn

Yumuşak dokuyu simüle etmek için 20 mm kalınlığında akril, kon ile dişler arasına yerleştirilmiştir. Işınlama sonrası fosfor plaklar bekletilmeden Digora Optime tarayıcısında standart çözünürlükte taranmıştır. Oluşan görüntüler 8 bit kontrast derinliğinde, TIFF formatında yönteme ait kVp-sn-diş numaraları ardı ardına yazılarak bilgisayara kaydedilmiştir. Örneğin 1-2-33.TIF gibi. Kayıtlar daha sonra her gözlemci için farklı sıralarda ve dosya adı örnek1.TIF, örnek2.TIF gibi şifrelenerek dosyalanmıştır. Bu şekilde gözlemcilerin farklı direkt dijital radyografi tekniklerini skorlarken inceleme sırasında hangi numaralı örneği değerlendirdiğini bilmemeleri sağlanmıştır. Bütün dijital görüntüler üç gözlemci tarafından standart çözünürlüklü ekranda aynı koşullar altında skorlanmıştır. Sonuçlar tablolara işlenmiştir.



Şekil 3.5: Visatscan tarayıcısı

3.4.1.3. Planmeca CCD sistemi ile inceleme

Planmeca Dixi 3 CCD (Planmeca, Finlandiya) sistemi ve radyolojik cihazı kullanılarak farklı kVp ve ışınlama süresi süreleri ile dijital görüntüler elde edilmiştir.

Tablo 3.3. Planmeca kVp miktarları ve ışınlama süresi süreleri

KVP	IŞINLAMA SÜRESİ			
60 kVp	0.01 sn	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn
66 kVp	0.01 sn	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn
70 kVp	0.01 sn	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn

Işınlama tabloda gösterilen kVp miktarları ve ışınlama süresi süreleri ile bitewing projeksiyon geometrisi kullanılarak yapılmıştır. Işın kaynağı – film mesafesi olarak belirlenmiştir. Yumuşak dokuyu simüle etmek için 20 mm kalınlığında akril blok kon ile dişler arasına yerleştirilmiştir.

Oluşan görüntüler 8 bit kontrast derinliğinde, TIF formatında yönteme ait kVp-sn-diş numaraları ardı ardına yazılarak bilgisayara kaydedilmiştir. Örneğin 1-2-33.TIF gibi. Kayıtlar daha sonra her gözlemci için farklı sıralarda ve dosya adı örnek1.TIF, örnek2.TIF gibi şifrelenerek dosyalanmıştır. Bütün dijital görüntüler üç gözlemci tarafından altın standart çözünürlükte ekranda aynı koşullar altında skorlanmıştır. Bu şekilde gözlemcilerin farklı direkt dijital radyografi tekniklerini skorlarken inceleme sırasında hangi numaralı örneği değerlendirdiğini bilmemeleri sağlanmıştır. Sonuçlar skorlanarak tablolara işlenmiştir.

Bu tablolarda her bir gözlemciye ait skorlar her bir kVp ve ışınlama zamanı için ayrı ayrı tablolara işlenmiştir.

3.4.2 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi incelemesi



Şekil 3.6: Balistik jel ile kaplanmış kafatası

KIBT incelemesi NewTom 3G (Quantitative Radiology, Verona, İtalya) dental volumetrik cihazı kullanılarak Yakın Doğu Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir.

Dişler kafatası ve mandibula kemiklerine, tahmini bir oklüzal boyutta ve kontaklı bir biçimde yerleştirilmiştir. Yumuşak dokuyu taklit etmek için su ve balistik jel kullanılmıştır. En ideal yumuşak doku kalınlığını taklit edebilmek için Yakın Doğu Üniversitesi Radyoloji kliniğinde daha önceden hastalardan alınan KIBT ile tarama görüntüleri retrospektif olarak incelenmiştir. Kemik üzerini kaplayan yumuşak dokunun yaklaşık 1,9 cm kadar olduğu hesaplanmıştır.

Bu işlemlerin ardından balistik jelin hazırlanması safhasına geçilmiştir. İlk önce elektronik bir tartı ile 1 kilogram (kg) balistik jel tozu tartılmıştır. Daha önce hazırlanmış 6 litre (lt) 54°C' de hazırlanmış sıcak su plastik bir kovaya konulmuştur. Sıcak suyun içine 1 kg olarak tartılmış balistik jel tozunun 1/3'ü hava boşluğu kalmaması için elektrikli mikser çalışırken eklenmiştir. Eklenen balistik jel tozunun suyun içinde iyice eridiği görüldükten geri kalan balistik jel tozu da üçte birlik miktarlarda aynı şekilde suyun içine eklenmiştir. Tüm balistik jel tozu suyun içinde homojen bir karışım haline geldikten sonra karışıma 5 ml propiyonik asit ilave

edilmiştir. Bu işlemden sonra karışıma 3 lt daha 54°C derece sıcak su koyulmuş ve 3 -5 dakika daha elektrikli mikser cihazı ile yavaşça karıştırılmıştır. Balistik jel bu şekilde bu şekilde hazır hale getirildikten sonra elde edilen modele lak sürülmüştür. Balistik jel modelin içine dökülmüş ve alüminyum folyo ile sarılmıştır. 4 saat boyunca oda sıcaklığında bekletildikten sonra alüminyum folyo çıkartılmış ve +4°C de buzdolabında yirmi dört saat bekletilmiştir. Yirmi dört saat sonunda buzdolabından çıkartılmış, ölçü modelin ve balistik jelin kolay ayrılabilmesi için soğuk suyun altında ölçüden ayrılmıştır. Ölçüden ayrılan balistik jel ile kaplanmış kafatası kemiği streç film ile sarılarak yine aynı koşullarda yirmi dört saat boyunca buzdolabında bekletilmiştir. Sonuç olarak elde edilmiş modele kafası kemiği çevresinde yaklaşık 1.9 cm balistik jel ile örtülecek şekilde yerleştirilmiş hale getirilmiştir.

Suyun yumuşak doku simülatörü olarak kullanıldığı safhada ise kafatası kemiği su dolu bir kovanın içine yerleştirilmiştir.

Dental volumetrik tomografi taramasının hemen ardından üretici firmanın sağladığı NNT (Quantitative Radiology, Verona, İtalya) yazılım programı ile birincil ve ikincil rekonstrüksiyonlar gerçekleştirilmiştir. Bütün dişlerin sistemin izin verdiği en düşük kesit kalınlığında mesio-distal yönde kesitleri alınmıştır. Dişlerin mesio-distal olarak alınan tüm kesitsel görüntüleri Bitmap (BMP) formatında diş numaraları ardı ardına yazılarak bilgisayara kaydedilmiştir. Örneğin 1-2-33.BMP gibi. Kayıtlar daha sonra her gözlemci için farklı sıralarda şifrelenerek dosyalanmış, bu şekilde gözlemcilerin farklı tarama görüntülerini skorlarken inceleme sırasında hangi numaralı örneği değerlendirdiklerinin bilinmemesi sağlanmıştır. Alınan tüm görüntüler 3 gözlemci tarafından altın standart ekranda okundu. Sonuçlar skorlanarak tablolara işlendi.

Bu tablolarda her bir gözlemciye ait skorlar her yumuşak doku örneği için için ayrı ayrı tablolara işlendi.

3.4.3 Mikro Bilgisayarlı Tomografi incelemesi

Dijital kesitsel görüntüler Skyscan 1174 (Skyscan, Kontich, Belçika) mikro bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılarak Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda elde edilmiştir.

Dişler MBT incelemesi için 5 cm yüksekliğinde, 3 cm çapında metil metakrilat (akrilik) silindir bloklar hazırlanarak, kron kısımları dışarıda, kökleri silindir blokların içlerinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.7). Her bir dişe verilen numara akrilik bloklar üzerine de yazılmıştır.



Şekil 3.7. Akrilik bloklara gömülmüş dişler

Mikro bilgisayarlı tomografi taramaları aşağıdaki radyolojik koşullar altında yapılmıştır.

- İvmelendirici 50 kv voltaj-800 μ A ışın akımı
- ışın akımını düzeltilmesi: % 20
- filtre kullanılmadı
- Smoothing=4
- 1024x1024 çözünürlükte 26.02 μ m pikselde
- 2° lik aşamalarla rotasyon
- Ring Artifact Correction=9
- ortalama iki film karesi ve her aşama için 6 saniye ışınlama süresi.

Tüm tarama zamanı incelenen dişlerin büyüklüğüne bağlı olmakla beraber her diş için yaklaşık 1,5-2 saat sürmüştür. Taramalardan sonra imajlarda herhangi bir

modifikasyon yapılmadan üretici firmanın sağladığı yazılım (TView, Skyscan, Kontich, Belçika) kullanılarak rekonstrüksiyonları yapılmıştır. Elde edilen ham tarama görüntüleri diş numaraları kodlanarak 16 bit TIFF formatında, rekonstrüksiyon sonucu elde edilen görüntüler diş numaraları kodlanarak BMP formatında kaydedilmiştir. Kayıtlar daha sonra her gözlemci için farklı sıralarda şifrelenerek dosyalanmış, bu şekilde gözlemcilerin farklı tarama görüntülerini skorlarken inceleme sırasında hangi numaralı örneği değerlendirdiklerinin bilinmemesi sağlanmıştır. Alınan tüm görüntüler 3 gözlemci tarafından altın standart ekranda okunmuştur. Sonuçlar skorlanarak tablolara işlenmiştir.



Şekil 3.8: Skyscan MBT cihazına yerleştirilmiş diş örneği

3.5. Lazer Floresans yöntemi ile inceleme

Lazer Floresans yöntemi ile incelemede Diagnodent pen (Kavo, Biberach, Almanya) cihazı kullanılmıştır. Fiber optik uçlardan arayüz yüzeylerde daha uygun olan A ucu kullanılmıştır.

Cihazın kalibrasyonu üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda yine üretici firmanın sağladığı seramik altın standartla yapıldı. Kalibrasyon işlemi için cihazın menü tuşuna bir kez basıldı. Kalibrasyon işareti görülünce “save” tuşuna basıldı. Kalibre edilecek olan uç seramik altın standartın merkezine dil olarak 90° açı ile yerleştirildi,

ton sesi kesildiği zaman kalibrasyon işlemi tamamlandı. Her bir dişin cihazla incelenmesi bitince kalibrasyon işlemi yeniden gerçekleştirildi.



Şekil 3.9: Diagnodent Pen cihazı

Gözlemcilerin kalibrasyonu için firma önerileri doğrultusunda okumalardan önce dişler 20 cm mesafeden 5 sn dental unitin (Planmeca, Finlandiya) hava-su spreyi kullanılarak hava ile kurutuldu. Daha sonra sağlam bir diş yüzeyinden bir okuma değeri almaları istenmiştir. Bu okuma referans değer olarak kabul edildi. Fiber optik uç, en yüksek değeri gösterene kadar yüzeyde gezdirilmiş ve bu değerden referans değer çıkartılarak okuma sonucu olarak kaydedilmesi istendi. Diagnodent okumaları, okuma standardını kontrol etmek için 1 hafta sonra tekrarlandı. Uyum %90 üzerinde olduğunda skorlar kaydedildi.

Tablo 3.4: Diagnodent skor tablosu

DİAGNODENT DEĞERİ	DİŞİN ÇÜRÜK DURUMU	ÇÜRÜK SKORU
0-13	Sağlıklı diş	0
14-20	Mine çürüğü	1
21-29	Derin mine çürüğü	2
30' dan büyükse	Dentin çürüğü	3

3.6. Histolojik inceleme

Dişlerin histolojik incelemeleri Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji A.B.D laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Dişler histolojik incelemeye hazırlanmak üzere sırasıyla:

1-EDTA solüsyonunda dekalsifiye edilmiş,

2-% 10'luk formaldehitte fixe edilmiş ve

3-Asetonla dehidratasyon yapılmıştır.

Mikrotomla kesitler alabilmek için parafin bloklara yerleştirilen örneklerden Leica mikrotomla (Leica Microsystem GmbH, Wetzlar, Almanya) 4-6 mikron kalınlığında kesitler alınmış ve alınan kesitler parafin artıklarının uzaklaştırılması amacıyla ksilolden geçirilmiştir. Daha sonra alınan bu kesitler Olympus Bh 2 fotomikroskopta farklı boyamalarla (Hematoksilen eozin, Periodik Asit Schiff, Tichrom Masson) 50 ve 100 mikrometre küçültmelerle incelenerek mikrofotografı çekilmiştir. Tüm histolojik inceleme sonuçları ICDAS II çürük skorlama sisteminin histolojik incelemeler için belirlenen skorlama sistemine göre diş çürüğü konusunda tecrübeli bir histolog ve araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir.

Tablo 3.5: Histolojik inceleme için ICDAS II diş çürüğü skor tablosu

KOD 0: Mine demineralizasyonu veya dar alanlı bir opazite izlenmemesi.
KOD 1: Mine tabakasının dış yarısı ile sınırlı mine demineralizasyonu.
KOD 2: Minenin iç yarısını ve dentinin dış 1/3'ünü içeren demineralizasyon.
KOD 3: Klinik olarak mikro kavitasyon gösteren ve dentinin orta 1/3'ünü içeren demineralizasyon.
KOD 4: Lokalize mine kırığı varken veya yokken dentinin karaltı şeklinde görülmesi veya klinik olarak izlenebilen ve dentinin orta 1/3'ünü içeren demineralizasyon
KOD 5: Kavitasyonun yüzeyin yarısını geçmediği ve pulpanın dahil olduğu veya olmadığı dentinin iç 1/3'ünü içeren demineralizasyon.
KOD 6: Kavitasyonun yüzeyin yarısından fazla olduğu ve pulpanın dahil olduğu veya olmadığı dentinin iç 1/3'ünü içeren demineralizasyon

3.7. İstatiksel değerlendirme

Tüm istatiksel değerlendirmeler Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 16.0 istatistik programı kullanılarak Yakın Doğu Üniversitesi İstatistik Bölümünde gerçekleştirilmiştir.

3.7.1. Gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi

Gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi Kappa Korelasyon analizi ile, altın standartla tüm gözlemcilerin değerlendirmelerinin karşılaştırılmaları ise Spearman Korelasyon analizi ile yapılmıştır.

3.7.2. Dijital radyografilerin çürük tespiti açısından ön değerlendirilmesi

Histolojik sonuçlarla radyografik sonuçların kıyaslamasının nasıl yapılacağı sonuçların dağılımının türü ile ilgili olduğundan farklı kVp ve ışınlama süreleri uygulanarak alınan tüm dijital görüntüler ilk önce alınan skorların normal bir dağılım mı yoksa parametrik bir dağılım mı olduğunu anlamak için Kolmogrow- Smirnov istatistik testi ile analiz edilmiş ve dağılımın normal bir dağılım olduğu anlaşıldıktan sonra histolojik sonuçlarla Anova testi ile tüm dijital radyografi sonuçları analiz edilmiştir.

3.7.3. Bütün yöntemlerin çürük tespiti ve derinliği açısından değerlendirilmesi

Çalışmanın iki aşamasında MBT, KIBT, Diagnodent, gözle muayene ve dijital radyografi sonuçlarının tümünün birlikte altın standart ile kıyaslanmaları Anova testi ile gerçekleştirilmiştir.

Araştırmamının ikinci aşamasında çürük derinliklerinin sonuçlarının tüm yöntemlerde altın standart ile ayrı ayrı karşılaştırılması ROC analizi ile bir kez daha yapılmıştır. ROC analizinde altın standartla karşılaştırabilmek için selektif parametreler kullanılmıştır. Bu amaçla direkt dijital radyografi yöntemlerinin her birinin en çok çürük teşhisini sağlayan kVp ve zaman kombinasyonunun değerlendirmede kullanılması planlanmıştır.

4.BULGULAR

Bu çalışmada ICDAS II adı verilen diş çürükleri tespit ve belirleme kriterlerinin kullanılarak ara yüz çürüklerini görsel muayene, 3 farklı dijital radyografi sistemi, lazer floresans, KIBT ve MBT'nin kullanılarak incelenmesi ve etkinliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada çalışma 2 aşamada yürütülmüştür. Çalışmanın ilk aşamasında çürüğün olup olmadığının tespitinde yöntemler kıyaslanmış ikinci aşamada ise çürük derinliği açısından karşılaştırma yapılmıştır. Anlaşılabilirlik ve tartışma kolaylığı için her iki fazın bulguları ayrı başlıklar halinde toplanmıştır. Dişlerin tümünün muayeneleri yapıldıktan sonra son olarak histolojik kesitler alınmıştır. Bu çalışmada çalışmanın altın standardını histolojik çalışma oluşturmuştur.

4.1 Histolojik İnceleme Bulguları

Histolojik inceleme sonuçlarına göre iki dişte herhangi bir çürük belirtisi görülmezken geriye kalan 28 dişte farklı seviyelerde çürüklere rastlanmıştır.

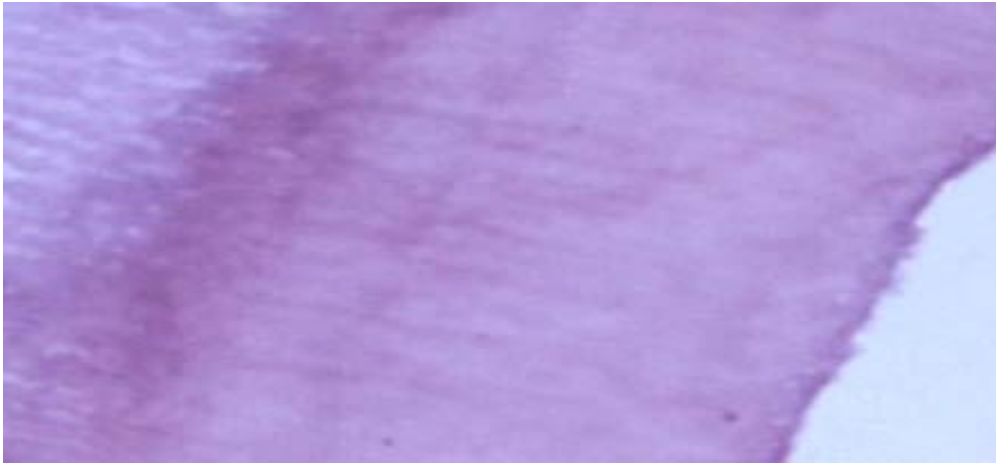
Dört dişte mine tabakasının dış yarısı ile sınırlı mine demineralizasyon görülürken altı dişte minenin iç yarısını ve dentinin dış 1/3'ünü içeren demineralizasyon görülmüştür. On dişte mikro kavite gösteren ve dentinin orta 1/3'ünü içeren demineralizasyona rastlanmıştır ve son olarakta dört dişte sınırlandırılmış mine kaybıyla birlikte ya da kayıp yokken dentin karaltı şeklinde görülmüştür. Sonuçlar topluca aşağıdaki tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1: Histolojik inceleme çürük skoru-diş sayısı

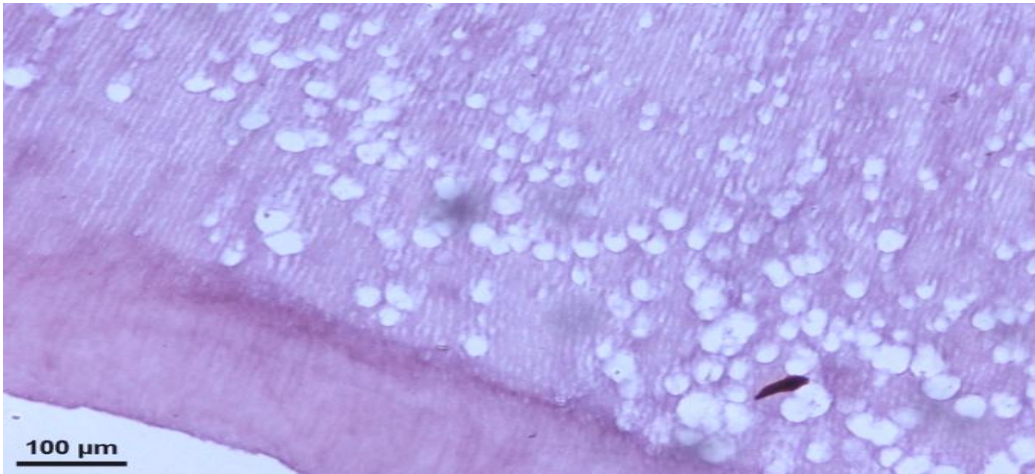
Çürük Skoru	0	1	2	3	4
Çürüklü Diş Sayısı	2	4	6	10	8



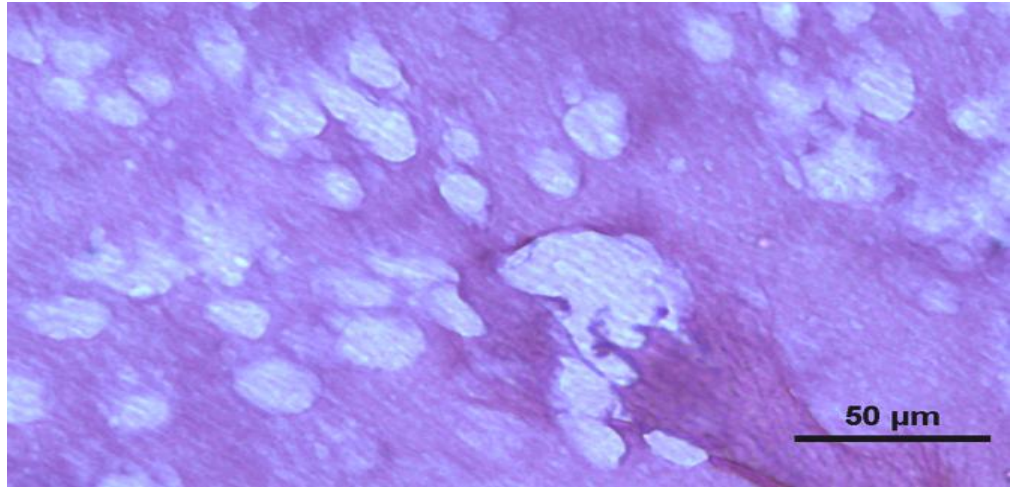
Şekil 4.1: Sağlam mine-skor 0



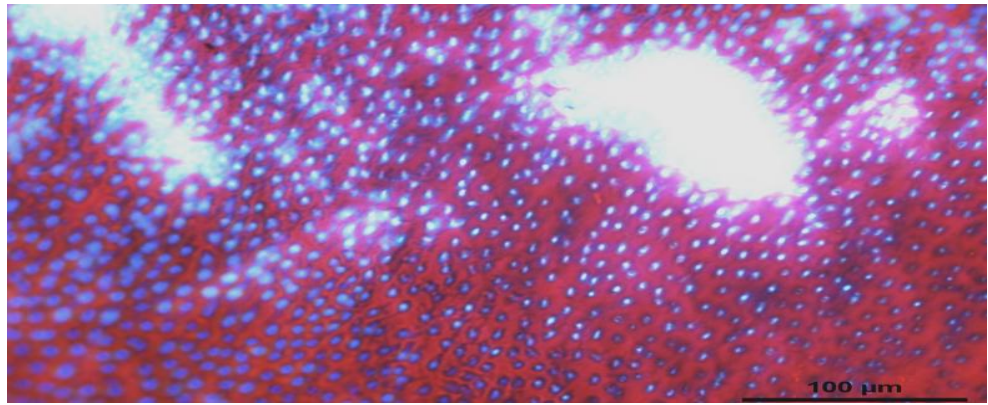
Şekil 4.2: Mine tabakasının dış yarısı ile sınırlı demineralizasyon-skor 1



Şekil 4.3: Mine iç yarısını ve dentin dış 1/3'ünü içeren demineralizasyon skor 2



Şekil 4.4 :Dentinin orta 1/3'ünü içeren demineralizasyon skor 3



Şekil 4.5: Nekrotik alanlar ve fibriler yapının bozulması, dentin karaltı şeklinde görülmüştür, Tichrom Masson Boyama (Bar-100µm) çürük skoru-4

4.2. Dağılımın İncelenmesi

Histolojik sonuçlarla diğer sonuçların kıyaslamasının nasıl yapılacağı sonuçların dağılımının türü ile ilgili olduğundan farklı kvp ve ışınlama süreleri uygulanarak alınan tüm dijital görüntülerin skorları (tablo 4.3, 4.4 4.5 ve 4.6) ilk önce alınan skorların normal bir dağılım mı yoksa parametrik bir dağılım mı olduğunu anlamak için Kolmogrow-Smirnov istatistik testi ile analiz edilmiştir. Dağılımın normal bir dağılım olduğu anlaşıldıktan sonra histolojik sonuçlarla Anova testi ile tüm dijital radyografi sonuçları analiz edilmiştir.

Tablo 4.2. Kolmogrov-Smirnov Test

Kolmogrov-Smirnov Test

	N	Kolmogorov-Smirnov Z	P değeri
VAR00001	30	1.794	
VAR00002	30	1.559	
VAR00003	30	1.759	
VAR00004	30	1.871	
VAR00005	30	1.465	
VAR00006	30	1.465	
VAR00007	30	1.634	
VAR00008	30	1.480	
VAR00009	30	1.909	
VAR00010	30	1.933	
VAR00011	30	2.141	
VAR00012	30	1.622	
VAR00013	30	1.833	
VAR00014	30	2.256	
VAR00015	30	1.671	
VAR00016	30	1.863	
VAR00017	30	2.037	
VAR00018	30	1.939	
VAR00019	30	1.939	
VAR00020	30	1.833	
VAR00021	30	2.045	
VAR00022	30	2.364	
VAR00023	30	2.385	
VAR00024	30	1.845	
VAR00025	30	2.045	
VAR00026	30	1.611	
VAR00027	30	1.357	
VAR00028	30	1.251	.087

Kolmogrov-Smirnov analizinde altın standart için bulunan p değeri 0.087 dir. $P > 0.05$ olduğundan buna karşılık gelen Z değeri ise 1.251 olarak bulunmuştur. Diğer verilerdeki değerlerimizin tümü bu değerden büyük olduğundan dağılım normal

dağılım olarak değerlendirilmiştir. Bunun sonucu olarak histolojik sonuçlarla diğer yöntemlerin sonuçları Anova testi ile analiz edilmiştir.

Tablo 4.3: Digora-çürük skoru özet tablosu

yöntem/kvp	sn	d	g1	g2	g3	sn	d	g1	g2	g3	sn	d	g1	g2	g3
digora 60	0,032	0	17	17	17	0,064	0	15	16	15	0,08	0	13	13	11
		1	5	5	6		1	11	10	11		1	11	11	13
		2	5	3	3		2	2	2	2		2	0	0	2
		3	1	2	2		3	0	0	0		3	3	2	2
		4	2	3	2		4	3	2	2		4	3	4	2
digora 66	0,032	0	18	18	18	0,064	0	16	16	17	0,08	0	16	16	14
		1	7	7	7		1	9	9	8		1	9	9	10
		2	3	3	4		2	3	3	3		2	3	3	2
		3	0	0	0		3	0	0	1		3	0	0	2
		4	2	2	1		4	2	2	1		4	2	2	0
digora 70	0,032	0	16	16	16	0,064	0	15	15	15	0,08	0	17	17	14
		1	9	9	10		1	10	10	8		1	9	9	12
		2	3	3	2		2	3	3	5		2	4	4	4
		3	1	1	2		3	2	2	1		3	0	0	0
		4	1	1	0		4	0	0	1		4	0	0	0

Tablo 4.4: Planmeca-çürük skoru tablosu

yöntem/kvp	sn	d	g1	g2	g3	sn	d	g1	g2	g3	Sn	d	g1	g2	g3	sn	d	g1	g2	g3
planmeca 60	0,01	0	19	19	16	0,016	0	21	21	16	0,032	0	17	17	13	0,08	0	19	19	15
		1	9	9	10		1	7	7	11		1	10	10	12		1	8	8	11
		2	1	1	3		2	1	1	2		2	2	2	5		2	2	2	4
		3	1	1	1		3	1	1	1		3	1	0	0		3	0	0	0
		4	0	0	0		4	0	0	0		4	0	1	0		4	1	1	0
planmeca 66	0,01	0	22	22	18	0,016	0	19	19	16	0,032	0	19	20	15	0,08	0	20	21	17
		1	7	7	9		1	8	8	6		1	8	7	8		1	8	7	8
		2	1	1	3		2	2	2	7		2	2	2	4		2	1	1	5
		3	0	0	0		3	0	0	0		3	0	0	2		3	0	0	0
		4	0	0	0		4	1	1	1		4	1	1	1		4	1	1	0
planmeca 70	0,01	0	20	20	16	0,016	0	19	19	15	0,032	0	20	20	16	0,08	0	19	19	17
		1	7	7	9		1	8	8	11		1	7	7	6		1	8	8	9
		2	2	2	5		2	2	2	4		2	2	2	7		2	2	2	4
		3	0	0	0		3	0	0	0		3	0	0	1		3	0	0	0
		4	1	1	0		4	1	1	0		4	1	1	0		4	1	1	0

Tablo 4.5. Vistascan-çürük skoru özet tablosu

yöntem/kvp	sn	d	g1	g2	g3	sn	d	g1	g2	g3	sn	d	g1	g2	g3
vista scan 60	0,032	0	x	x	x	0,064	0	26	27	21	0,08	0	21	25	18
		1	x	x	x		1	1	1	1		1	5	3	7
		2	x	x	x		2	1	1	6		2	2	2	3
		3	x	x	x		3	2	1	0		3	2	1	1
		4	x	x	x		4	0	0	2		4	0	0	1
vista scan 66	0,032	0	x	x	x	0,064	0	18	21	16	0,08	0	19	23	16
		1	x	x	x		1	8	6	7		1	7	4	6
		2	x	x	x		2	2	1	4		2	3	2	6
		3	x	x	x		3	1	1	2		3	1	1	2
		4	x	x	x		4	1	1	1		4	0	0	0
vista scan 70	0,032	0	x	x	x	0,064	0	24	17	17	0,08	0	16	14	13
		1	x	x	x		1	3	10	8		1	11	11	10
		2	x	x	x		2	1	1	3		2	1	4	6
		3	x	x	x		3	2	2	0		3	1	1	0
		4	x	x	x		4	0	1	2		4	1	1	1

Tablo 4.6: MBT, ICDAS II, KIBT balistik jel, KIBT su ve Diagnodent çürük skor özet tablosu

YÖNTEM	Çürük skoru	g1	g2	g3
MBT	0	1	1	1
	1	6	5	5
	2	8	8	6
	3	8	10	11
	4	7	6	7
ICDAS II (gözle muayene)	0	0	0	0
	1	12	9	13
	2	17	18	16
	3	1	3	1
	4	0	0	0
KIBT balistik jel	0	2	2	1
	1	11	10	1
	2	10	7	26
	3	6	10	2
	4	1	1	0
KIBT su	0	2	2	1
	1	11	9	2
	2	10	8	24
	3	5	9	8
	4	2	3	2
Diagnodent	0	1	2	2
	1	7	8	7
	2	14	15	15
	3	5	5	6
	4	0	0	0

4.3.Gözlemciler Arası Farkların Değerlendirilmesi

4.3.1 Digora SPP bulguları

Gözlemcilerin her bir ışınlama süresi ve farklı güçte (kvp) çekilen radyografileri değerlendirmeleri sonucu farklı çürük derinlikleri için verdikleri skorlar tablo 4.3’de verilmiştir. Her bir farklı süre ve güç için gözlemciler arası farkın olup olmadığı Kappa analizine göre test edilmiştir. Test sonuçları tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7: Digora SPP için Kappa analiz sonuçları

YÖNTEM	Kappa analizi K değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
60 kvp 0,032 saniye	0,8756	0,8889	0,9087
60 kvp 0,064 saniye	0,9321	0,9214	0,9322
60 kvp 0,08 saniye	0,9231	0,9009	0,8989
66 kvp 0,032 saniye	0,9221	0,9331	0,9267
66 kvp 0,064 saniye	0,9378	0,9432	0,9298
66 kvp 0,08 saniye	0,8986	0,9178	0,9412
70 kvp 0,032 saniye	0,9223	0,9348	0,9612
70 kvp 0,064 saniye	0,9112	0,9145	0,9234
70 kvp 0,08 saniye	0,9003	0,9602	0,9213

Kappa analizinin yorumuna göre oranların tümünde K değeri 0.81 den büyük olduğundan gözlemci uyumu çok iyi olarak değerlendirilmiştir.

Tablo 4.8: Digora SPP için Spearman analiz sonuçları

YÖNTEM	Spearman analizi p değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
60 kvp 0,032 saniye	0,6812	0,6312	0,6912
60 kvp 0,064 saniye	0,5927	0,5213	0,6512
60 kvp 0,08 saniye	0,6012	0,6872	0,6812
66 kvp 0,032 saniye	0,6212	0,6034	0,629
66 kvp 0,064 saniye	0,5412	0,5638	0,6543
66 kvp 0,08 saniye	0,679	0,5623	0,6435
70 kvp 0,032 saniye	0,5978	0,5768	0,652
70 kvp 0,064 saniye	0,6412	0,6343	0,6123
70 kvp 0,08 saniye	0,6332	0,5897	0,6754

Gözlemcilerin her bir ışınlama süresi ve farklı güçte (kvp) çekilen radyografilerin değerlendirmeleri ile her birinin ayrı ayrı altın standart arasında farklılıkların olup olmadığını gözlemci uyumu açısından da görmek için Spearman analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda $p>0$ olduğundan bütün gözlemciler ile altın standart arasında benzer farklılıklar görülmüştür. Diğer bir deyişle her gözlemci altın standarda eşit mesafede uyumsuz bulunmuştur

4.3.2 Planmeca CCD bulguları

Gözlemcilerin her bir ışınlama süresi ve farklı güçte (kvp) çekilen radyografileri değerlendirmeleri sonucu farklı çürük derinlikleri için verdikleri skorlar tablo 4.4’de verilmiştir. Her bir farklı süre ve güç için gözlemciler arası farkın olup olmadığı Kappa analizine göre test edilmiştir. Test sonuçları tablo 4.9’da verilmiştir.

Tablo 4.9. Planmeca CCD için Kappa analiz sonuçları

YÖNTEM	Kappa analizi p değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
60 kvp 0,01 saniye	0,9456	0,9145	0,9321
60 kvp 0,016 saniye	0,9434	0,929	0,9119
60 kvp 0,032 saniye	0,9432	0,9523	0,9332
60 kvp 0,08 saniye	0,9289	0,9165	0,9223
66 kvp 0,01 saniye	0,8976	0,9006	0,8943
66 kvp 0,016 saniye	0,9123	0,8871	0,8964
66 kvp 0,032 saniye	0,939	0,9212	0,9221
66 kvp 0,08 saniye	0,9254	0,9122	0,8902
70 kvp 0,01 saniye	0,9076	0,8897	0,9231
70 kvp 0,016 saniye	0,924	0,9248	0,9111
70 kvp 0,032 saniye	0,9321	0,9269	0,9189
70 kvp 0,08 saniye	0,909	0,9111	0,8989

Kappa analizinin yorumuna göre oranların tümünde K değeri 0.81 den büyük büyük olduğundan gözlemci uyumu çok iyi olarak değerlendirilmiştir.

Tablo 4.10: Planmeca CCD için Spearman analiz sonuçları

YÖNTEM	Spearman analizi p değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
60 kvp 0,01 saniye	0,5634	0,5943	0,5876
60 kvp 0,016 saniye	0,5463	0,5937	0,5812
60 kvp 0,032 saniye	0,6334	0,5698	0,5472
60 kvp 0,08 saniye	0,6012	0,5967	0,599
66 kvp 0,01 saniye	0,6776	0,5219	0,5355
66 kvp 0,016 saniye	0,5284	0,5633	0,549
66 kvp 0,032 saniye	0,5519	0,6195	0,5122
66 kvp 0,08 saniye	0,6119	0,6421	0,6291
70 kvp 0,01 saniye	0,5627	0,5828	0,5145
70 kvp 0,016 saniye	0,5534	0,6222	0,6321
70 kvp 0,032 saniye	0,6423	0,6289	0,5939
70 kvp 0,08 saniye	0,6322	0,6284	0,6342

Gözlemcilerin her bir ışınlama süresi ve farklı güçte (kvp) çekilen radyografilerin değerlendirmeleri ile her birinin ayrı ayrı altın standart arasında farklılıkların olup olmadığını gözlemci uyumu açısından da görmek için Spearman analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda $p>0$ olmak bütün gözlemciler ile altın standart arasında benzer farklılıklar görülmüştür. Diğer bir deyişle her gözlemci altın standarda eşit mesafede uyumsuz bulunmuştur.

4.3.3 Vistascan SPP bulguları

Gözlemcilerin her bir ışınlama süresi ve farklı güçte (kvp) çekilen radyografileri değerlendirmeleri sonucu farklı çürük derinlikleri için verdikleri skorlar tablo 4.5'te verilmiştir. Her bir farklı süre ve güç için gözlemciler arası farkın olup olmadığı Kappa analizine göre test edilmiştir. Test sonuçları tablo 4.11'de verilmiştir.

Tablo 4.11: Vistascan SPP için Kappa analiz sonuçları

YÖNTEM	Kappa analizi p değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
60 kvp 0,032 saniye	0,8932	0,8889	0,9008
60 kvp 0,064 saniye	0,9158	0,9219	0,9038
60 kvp 0,08 saniye	0,899	0,8936	0,9339
66 kvp 0,032 saniye	0,9012	0,9136	0,899
66 kvp 0,064 saniye	0,8856	0,8772	0,8821
66 kvp 0,08 saniye	0,9032	0,919	0,9321
70 kvp 0,032 saniye	0,9442	0,9123	0,9295
70 kvp 0,064 saniye	0,889	0,8723	0,8958
70 kvp 0,08 saniye	0,9071	0,9033	0,8946

Kappa analizinin yorumuna göre oranların tümünde K değeri 0.81 den büyük olduğundan gözlemci uyumu çok iyi olarak değerlendirilmiştir.

Tablo 4.12: Vistascan SPP için Spearman analiz sonuçları

YÖNTEM	Spearman analizi p değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
60 kvp 0,032 saniye	0,5324	0,5545	0,5321
60 kvp 0,064 saniye	0,5423	0,5698	0,5634
60 kvp 0,08 saniye	0,5569	0,5738	0,6078
66 kvp 0,032 saniye	0,5998	0,5889	0,6012
66 kvp 0,064 saniye	0,5463	0,5748	0,5495
66 kvp 0,08 saniye	0,5921	0,5645	0,5746
70 kvp 0,032 saniye	0,5763	0,6056	0,5987
70 kvp 0,064 saniye	0,5321	0,5734	0,5231
70 kvp 0,08 saniye	0,5935	0,5993	0,6058

Gözlemcilerin her bir ışınlama süresi ve farklı güçte (kvp) çekilen radyografilerin değerlendirmeleri ile her birinin ayrı ayrı altın standart arasında farklılıkların olup olmadığını gözlemci uyumu açısından da görmek için Spearman analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda $p>0$ olmak bütün gözlemciler ile altın standart arasında benzer farklılıklar görülmüştür. Diğer bir deyişle her gözlemci altın standarda eşit mesafede uyumsuz bulunmuştur.

4.3.4. MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent Bulguları

Gözlemcilerin her bir yöntemle değerlendirmeleri sonucu farklı çürük derinlikleri için verdikleri skorlar tablo 4.6'da verilmiştir. Her bir yöntem için gözlemciler arası farkın olup olmadığı Kappa analizine göre test edilmiştir. Test sonuçları tablo 4.13'de verilmiştir.

Tablo 4.13: MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent için Kappa analiz sonuçları

YÖNTEM	Kappa analizi p değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
MBT	0.8989	0.8386	0.9156
ICDAS II	0.9021	0.9245	0.9321
KIBT balistik jel	0.9112	0.8997	0.9423
KIBT su	0.9231	0.9045	0.9189
Diagnodent	0.8659	0.8257	0.8570

Kappa analizinin yorumuna göre oranların tümünde K değeri 0.81 den büyük olduğundan gözlemci uyumu çok iyi olarak değerlendirilmiştir

Tablo 4.14: MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent için Spearman analiz sonuçları

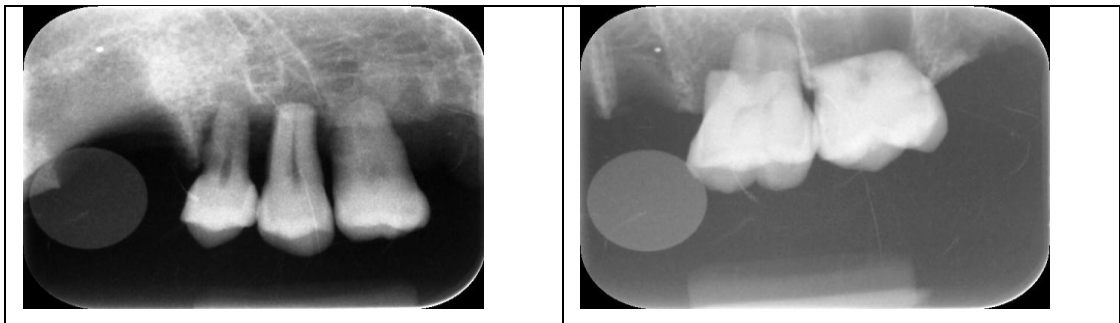
YÖNTEM	Spearman analizi p değeri		
	Gözlemci 1	Gözlemci 2	Gözlemci 3
MBT	0,9654	0,9765	0,9665
ICDAS II	0,9421	0,9512	0,9765
KIBT balistik jel	0,9421	0,9412	0,9126
KIBT su	0,9343	0,9534	0,9342
Diagnodent	0,9341	0,9489	0,9380

Gözlemcilerin her bir yöntemi değerlendirmeleri ile her birinin ayrı ayrı altın standart arasında farklılıkların olup olmadığını gözlemci uyumu açısından da görmek için Spearman analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda $p < 0$ olmak bütün gözlemciler ile altın standart arasında benzerlikler görülmüştür. Diğer bir deyişle her gözlemci standarda eşit mesafede uyumlu bulunmuştur.

4.4. Çürük Tespit Açısından Değerlendirme Bulguları

Çalışmamızın birinci fazını oluşturan basamağında çürüğün olup olmadığının tespitinde yöntemlerin etkinlikleri kıyaslanmıştır.

4.4.1 Digora SPP



Şekil4.6: Digora SPP ile 60 kvp0.08 sn. de çekilmiş radyograflar

Tablo: 4.15. Digora SPP tek yönlü anova analizi sonuçları.

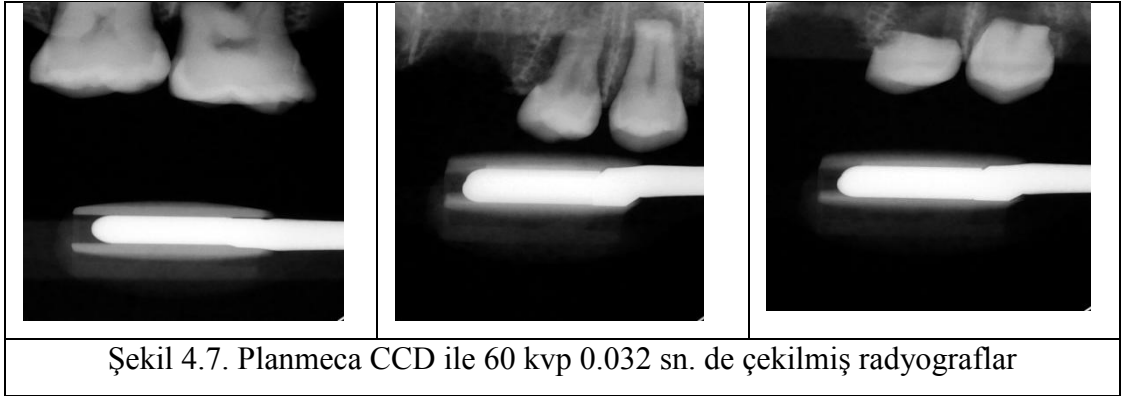
digora	60 kvp			66kvp			70kvp			ALTIN
	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn	HİSTOLOJİK
P	0.850	0.925	0.775	0.847	0.947	0.947	0.947	0.925	0.850	0

Bu sonuçlara baktığımızda $p > 0.05$ olduğundan Digora SPP kullanılarak farklı kvp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Hiçbir sonuç standarda yaklaşamamıştır. En uyumlu sonuç yaklaşık % 60 lık oran gösteren 60 kvp 0.08 sn lik sürede çekilen radyografilerle elde edilmiştir.

4.4.2 Planmeca CCD

Tablo 4.16: Planmeca CCD tek yönlü anova analizi sonuçları

planmeca	60 kvp				66 kvp				70 kvp				ALTIN
	0.01 sn	0.016 sn	0.032 sn	0.08 sn	0.01 sn	0.016 sn	0.032 sn	0.08 sn	0.01 sn	0.016 sn	0.032 sn	0.08 sn	HİSTOLOJİ
p	0.247	0.317	0.153	0.214	0.317	0.925	0.247	0.648	0.775	0.247	0.850	0.281	0

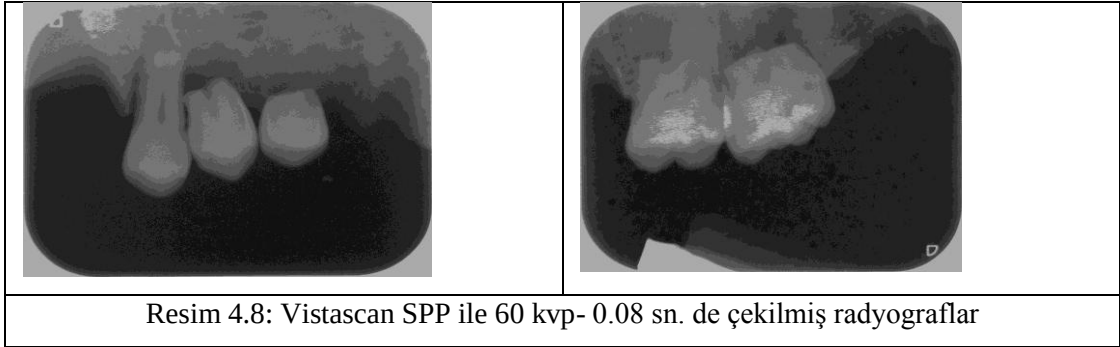


Bu sonuçlara baktığımızda $p > 0.05$ olduğundan Planmeca SPP kullanılarak farklı kvp ve sürelerde elde edilen radyograflerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Hiçbir sonuç altın standarda yaklaşamamıştır. En uyumlu sonuç yaklaşık % 60 lık oran gösteren 60 kvp 0.032 sn lik sürede çekilen radyograflarla elde edilmiştir.

4.4.3 Vistascan SPP

Tablo 4.17. Vistascan SPP için tek yönlü anova analizi sonuçları

vistascan	60 kvp		66 kvp		70 kvp		ALTIN
	0.064	0.08	0.064	0.08	0.064	0.08	
	sn	sn	sn	sn	sn	sn	HİSTOLOJİK
p	0.957	0.957	0.698	0.775	0.625	0.450	0



Bu sonuçlara baktığımızda $p > 0.05$ olduğundan Vistascan SPP kullanılarak farklı kvp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Hiçbir sonuç altın standarda yaklaşamamıştır. En uyumlu sonuç 70 kvp 0.08 sn lik sürede çekilen radyografilerle elde edilmiştir.

4.4.4 Digora SPP, Vistascan SPP ve Planmeca CCD bulguları karşılaştırması

Tablo 4.18. Digora, Planmeca ve Digora karşılaştırmalı analiz tablosu

		N	Correlation	Sig.(P)
Pair 1	altın standart& digora	30	.055	.775
Pair 2	altın standart & vistascan	30	.036	.850
Pair 3	altın standart & planmeca	30	.267	.153
Pair 4	digora& vistascan	30	.247	.188
Pair 5	digora & planmeca	30	.680	.000
Pair 6	vistascan& planmeca	30	.202	.285

Bu sonuçlara bakıldığında $p > 0.05$ altın standardımızla kıyaslandığında hiçbir dijital yöntemin altın standartla uyumlu olmadığını ancak en yakın sonucun altın standart ile Planmeca CCD kıyaslamasından elde edilen değer olduğunu görmekteyiz. Digora SPP ile Planmeca CCD bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken Vistascan SPP grubu sonuçları hem altın standarttan hem de diğer gruplardan fark bulunmuştur.

4.4.5 MBT, KIBT su, KIBT balistik jel ve ICDAS IIÇürük Tespit Bulguları

Tablo 4.19. MBT, KIBT balistik jel ve KIBT su için altın standart uyumu

	MBT	KIBT BALİSTİK JEL	KIBT SU	ICDASII	HİSTOLOJİ ALTIN STANDART
*UBS	29	30	29	28	30
UBS: Histolojik altın standartla birebir uyumlu bulgu sayısı					

Tablo 4.20. MBT, KIBT balistik jel ve KIBT su için tek yönlü anova analiz sonuçları

	MBT	KIBT BALİSTİK JEL	KIBT SU	ICDASII	HİSTOLOJİ ALTIN STANDART
p	0	0	0	0	0

Bu sonuçlara baktığımızda $p < 0.05$ olduğundan MBT, KIBT su, KIBT balistik jel kullanılarak elde edilen tomografik görüntülerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının histolojik altın standart'a göre istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Tüm sonuçların neredeyse altın standartla birebir uyumlu olduğu görülmüştür.

4.5 Çürük derinlikleri açısından yöntemlerin değerlendirilmesi

Çalışmamızın ikinci basamağında çürük derinliği açısından karşılaştırma yapılmıştır.

4.5.1 Digora SPP

Tablo 4.21. Digora SPP için tek yönlü anova analizi sonuçları

digora	60 kvp			66kvp			70kvp			ALTIN
	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn	0.032 sn	0.064 sn	0.08 sn	HİSTOLOJİK
p	0.680	0.952	0.867	0.858	0.971	0.971	0.884	0.937	0.916	0

Çürük derinliğinin belirlenmesinde sonuçlara baktığımızda $p>0.05$ olduğundan Digora SPP kullanılarak farklı kvp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. Hiçbir sonuç altın standart'a yaklaşamamıştır. Ancak tüm kvp ve sn sürelerinin de birbirlerine oldukça yakın değerler gösterdiği ve istatistiksel fark olmamasına rağmen rakamsal olarak ta fazla fark görülmediği izlenmiştir.

4.5.2 Planmeca CCD

Tablo 4.22. Planmeca CCD için tek yönlü anova analizi sonuçları

planmeca	60 kvp				66 kvp				70 kvp				ALTIN
	0.01 sn	0.016 sn	0.032 sn	0.0 8 sn	0.01 sn	0.016 sn	0.032 sn	0.0 8 sn	0.01 sn	0.016 sn	0.032 sn	0.0 8 sn	HİSTOLOJİK
p	0.252	0.87	0.208	0.60	0.371	0.219	0.135	0.59 6	0.274	0.83	0.504	0.19 2	0

Çürük derinliğinin belirlenmesinde Bu sonuçlara baktığımızda tüm değerler için $p>0.05$ olduğundan Planmeca CCD kullanılarak farklı kvp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Hiçbir sonuç altın standart'a yaklaşamamıştır.

4.5.3 Vistascan SPP

Tablo 4.23. Vistascan SPP için tek yönlü anova analizi sonuçları

vistascan	60 kvp		66 kvp		70 kvp		
	0.064 sn	0.08 sn	0.064 sn	0.08 sn	0.064 sn	0.08 sn	HİSTOLOJİK
p	0.738	0.904	0.705	0.967	0.212	0.402	0

Çürük derinliğinin belirlenmesinde Bu sonuçlara baktığımızda $p>0.05$ olduğundan Vistascan SPP kullanılarak farklı kvp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Hiçbir sonuç altın standart'a yaklaşamamıştır.

4.5.4 Digora SPP, Vistascan SPP ve Planmeca CCD bulguları karşılaştırması

Tablo 4.24. Digora, Planmeca ve Digora karşılaştırmalı analiz tablosu

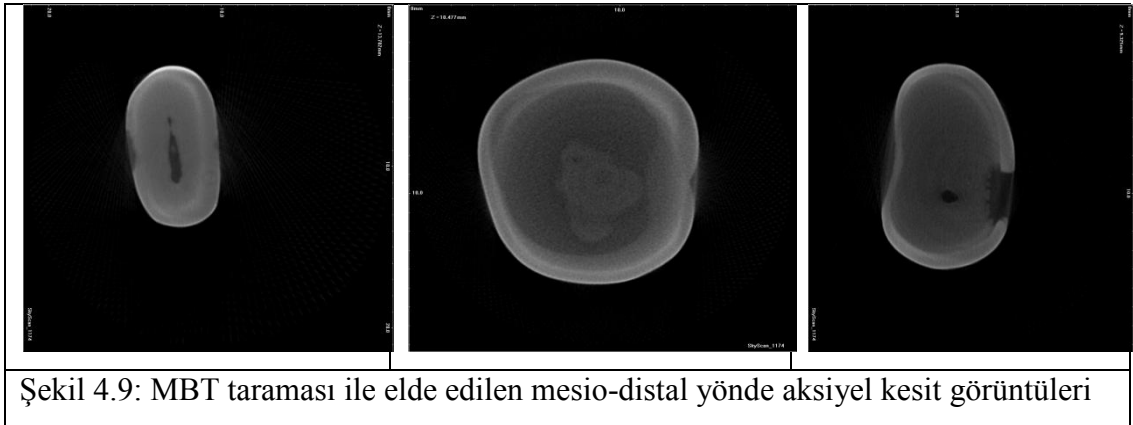
		N	Correlation	Sig.
Pair 1	DİĞORA & PLANMECA	30	.752	.000
Pair 2	DİĞORA & VİSTASCAN	30	.415	.022
Pair 3	DİĞORA & ALTIN STANDART	30	.196	.299
Pair 4	PLANMECA & VİSTASCAN	30	.577	.001
Pair 5	PLANMECA & ALTIN STANDART	30	.461	.010
Pair 6	VİSTASCAN & ALTIN STANDART	30	.212	.262

Çürük derinliğinin belirlenmesinde bu sonuçlara bakıldığında $p>0.05$ olduğundan altın standart ile dijital görüntüleme bulguları arasındaki farklar anlamlı bulunmuştur. Histolojik kesitlere yani altın standarta en yakın sonucu Planmeca vermiştir. Digora ile Planmeca arasında fark bulunamamıştır. Planmeca ile Vistascan arasında fark bulunmuş ancak anlamlı bir fark elde edilmemiştir. Vistascan ile Digora arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

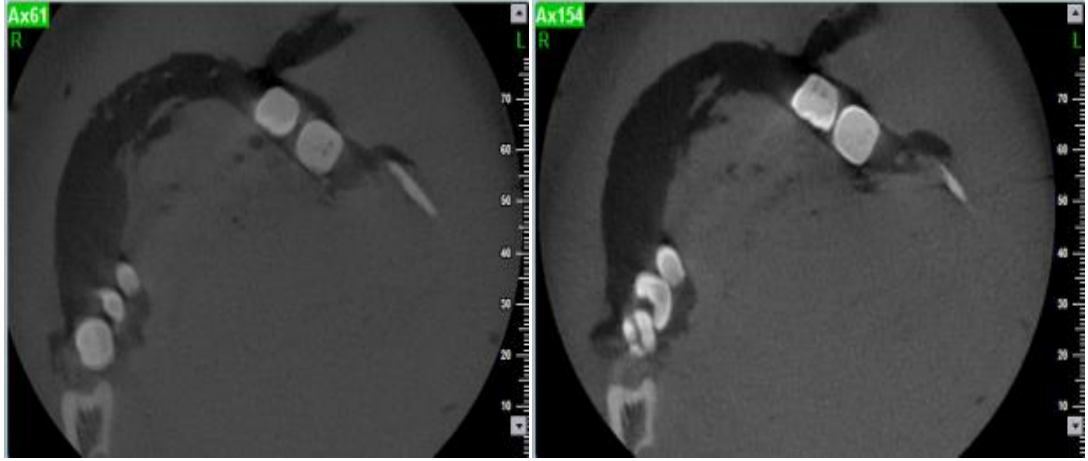
4.5.5 MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II ve Diagnodent Çürük Derinlik Bulguları

Tablo 4.25. MBT, KIBT su, KIBT balistik jel, ICDAS II ve Diagnodent için tek yönlü anova analizi sonuçları

YÖNTEM	p değeri
MBT	0.0001
ICDAS II gözle muayene	0.0001
KIBT balistik jel	0.0001
KIBT su	0.0001
Diagnodent	0.0001



Anova testi analizine göre çürük tespitinde MBT, KIBT su, Diagnodent, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve KIBT balistik jel $p \leq 0,0001$ bulunmuştur. Tüm sonuçların neredeyse altın standartla birebir uyumlu olduğu görülmüştür.



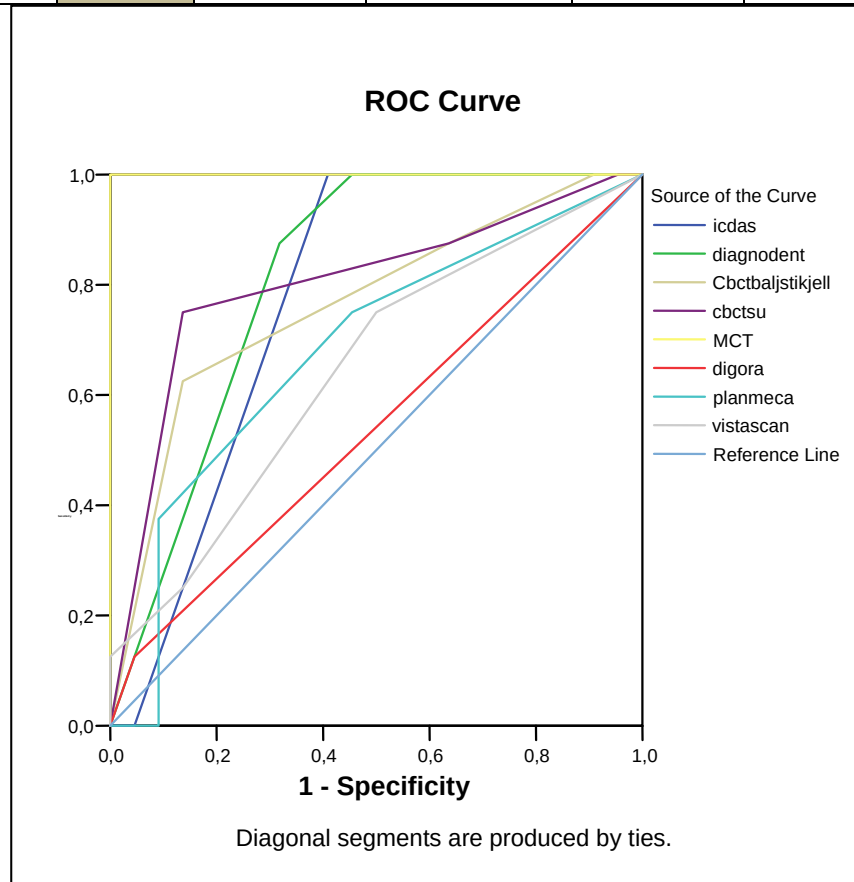
Şekil 4.10: KIBT tarama görüntülerinden aksiyel kesit görüntüsü

Araştırmanın ikinci fazında elde edilen bulguların spesivite ve sensitivite değerleri yöntemlerin altın standart ile uyumunun derecesini ve hassasiyetini göstermiştir. Bu bulgulara bakıldığında;

Alanların “1”e yakınlığı altın standartla uyumun hassasiyetini vereceğinden en yüksek hassasiyet ve kararlılık MBT’de bulunmuştur. Bunu KIBT su, Diagnodent, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve KIBT balistik jelin hassasiyet ve kararlılık bulguları izlemiştir.

Tablo 4.26. Roc analizi alan tablosu

YÖNTEMLER	Alan	standart hata	Asimptotik değer	Asimptotik 95% Güven aralığı	
				En düşük sınır	En yüksek sınır
İCDAS II	.773	.083	.024	.610	.935
DİAGNODENT	.812	.077	.010	.662	.963
KIBT balis.	.764	.104	.029	.560	.968
KIBT su	.801	.102	.013	.601	1.001
MBT	1.000	.000	.000	1.000	1.000
DİGORA 6008	.540	.124	.743	.296	.783
PLANMECA 7008	.682	.113	.133	.460	.904
VİSTASCAN 7008	.645	.116	.232	.418	.871



Şekil 4.11. Roc grafiği

5. TARTIŞMA

İlerleyen teknolojiyle birlikte çürüklerin ayrıntılı ve erken teşhisi konservatif tedavi yaklaşımlarında minival invaziv tedavi konsepti olarak adlandırılan yenilikçi yöntemlerin doğmasına neden olmuştur. Bu yenilikçi fikre göre çürük riski altındaki bireylerde, madde kaybının durdurularak çürük kavitesi henüz oluşmamış demineralize mine ve dentin dokularının remineralizasyonunun sağlanması, bunların zamanla kontrol edilerek gereken önlemlerin alınmasıdır (Pitts, 2011; White ve Eakle, 2000). Klinikte remineralize olmuş kuru çürüklerin ya da aktif lezyonların inaktif lezyonlara dönüşebileceğinin klinik olarak gözlenmesi çürük lezyonlarının restorasyon yapılmadan da kontrol edilebileceği fikrini dolayısıyla minimal invaziv tedavi yaklaşımı desteklemektedir (Amaechi, 2009). Restorasyon yapılmadan çürük lezyonlarını kontrol edebilmek ve beraberinde gereken önlemlerin zamanında alınması ancak çürük lezyonunun kavitasyon sürecinden önceki aşamalarında tespiti ve değerlendirilmesi ile mümkün olur. Dolayısıyla bu yaklaşım farklı vakalarda kesinliği kabul edilen hassas çürük teşhis teknikleri kullanılarak gerçekleştirilebilir. Bu tekniklerin kullanılabilirliği ve hassasiyetini ölçmeye yönelik pek çok çalışma (Abesi ve diğerleri, 2012; Akdeniz ve diğerleri, 2005; Hintze ve Wenzel, 2003; Jablonski ve diğerleri, 2011; Neuhaus ve diğerleri, 2012; Rodrigues ve diğerleri, 2008; Shi ve diğerleri, 2001; Shoaib ve diğerleri, 2009; Syriopoulos ve diğerleri, 2000) olsa da rutin radyolojik ve diagnostik çürük teşhis yöntemlerini karşılaştırırken yeni kullanım alanı bulmaya başlayan lazer floresans tekniği, tomografik yöntemleri irdeleyen ve yöntemlerin tümünü histolojik incelemelerle kıyaslayan çalışma yok denecek kadar azdır (Mitropoulos ve diğerleri, 2010).

Genellikle çürük ile ilgili in vitro çalışmalarda ortodontik ve periodontal sebepler yüzünden çekilmiş dişler kullanılmaktadır. Diş seçim kriteri olarak hiçbir şekilde restorasyon veya fissür örtücü olmayan dişler seçilmektedir. Bu dişlerin ara yüz yüzlerinde belirgin bir şekilde mine dokusunda kayıp bulunmaması ve çürük lezyonu belirtisi (opak lezyon veya kahverengi renkleşme) göstermesi istenmektedir (Tagtekin ve diğerleri, 2008). Bizim çalışmamızda dişlerin seçimi de bu kriterlere uyarak yapılmış seçilen dişler deney süresine kadar ve ara safhalarda 1mg/l timol içeren 4°C distile suda saklanmıştır (International Organization For Standardization, 2003).

Yapılan in vivo ya da in vitro çürük teşhis yöntemlerinin etkinliklerinin değerlendirildiği bütün çalışmalarda başarı; yüksek gözlemci uyumu ile elde edilmektedir. Gözlemcilerin hem kendi içlerindeki hem de aralarındaki uyum, yöntemin objektif incelenip, değerlendirilmesi açısından önemlidir. Gözlemcilerin kullanılan yöntemi kullanmadaki etkinlikleri ve yetkinlikleri yanında belki de en önemli faktörlerden biri olarak tecrübeleri değerlendirmelerin kararlılığını ve hassasiyetini etkileyecektir (Huth ve diğerleri, 2010; Ismail, 2004). Bu nedenle gözlemciler en az beş yıllık tecrübeli hekimlerden seçilmiştir.

Literatürde benzer çalışmalarda bağımsız gözlemcilerin kullanılması ve bunların kalibrasyonlarının yapılması gerekliliği pek çok çalışmada gösterilmiştir (Braga, 2009; Shoaib ve diğerleri, 2009; Svanaes ve diğerleri, 2000).

Bu çalışmada da gözlemciler ICDAS II kriterleri ve lazer floresans için kalibre edilmişlerdir. Kalibrasyon sonucunda gözlemciler arası uyum %90 üzerinde oluncaya kadar gözlemci kalibrasyon eğitimi sürdürülmüştür. ICDAS kriterleri için organizasyonunun kendi web sitesinde bulunan 90 dakikalık e-learning programıyla kalibre edilmişlerdir. Lazer floresans tekniği için firma önerileri doğrultusunda uygulama yapılmıştır. Kalibrasyon çalışmada kullanılmayan daha önce çekilmiş çürük dişler üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Direkt dijital radyografi sistemleri ile inceleme için literatürde çok farklı türden düzeneklerin olduğu görülmektedir. Diş çürüklerinin radyografik tespisi her zaman ağız boşluğunun klinik incelemesiyle birlikte yapılmalıdır. Yumuşak dokular nedeni ile hedef doku olan diş nüfus eden x ışını miktarı ve scatter radyasyon radyolojik incelemeyi etkileyecek faktörlerdir. Bu yapıların radyografide incelenmesi beraberinde bir takım görsel yanılsamalara da sebep olmaktadır. Gerek görsel yanılsamalar ve gerekse radyografik tekniğe bağlı etkenler (ışınlama parametreleri, filmin yapısı gibi) diş çürüklerinin tespitinde önemli bir değere sahip olan radyografilerde gözlemciyi kararsızlığa düşürebilir veya hatalı çürük teşhisi koyulmasına sebep olabilir. Dolayısı ile ideal bir çürük teşhis modeli oluşturmak için muhakkak bir yumuşak doku eşdeğeri madde radyolojik yöntemlerin in vitro olarak değerlendirildiği ve yeterliliklerinin araştırıldığı çalışmalarda kullanılmalıdır.

1996 yılında Kang ve diğerlerinin yaptığı çürük çalışmasında yumuşak doku eşdeğeri madde olarak akrilik blok kullanılmıştır. Yapılan diğer bazı çürük çalışmalarında da akrilik blok yumuşak dokuyu simüle etmek için kullanılmıştır (Akarslan ve diğerleri, 2006; Hintze ve Wenzel, 2003). Akrilik blok haricinde yumuşak dokuyu taklit etmek için su (Li ve diğerleri, 2007) ve pvc blok (Kielbassa ve diğerleri, 2006; Shi ve Li, 2009) kullanılmıştır. Bazı araştırmalarda ise yumuşak doku eşdeğeri olarak kullanılan maddenin niteliği hakkında bir bilgi verilmemekle beraber yumuşak dokuyu taklit eden bir materyal kullanılmıştır (Caldas ve diğerleri, 2009; Syriopoulos ve diğerleri, 2000; Tsuchida ve diğerleri, 2007).

Gerçek insan kemiği üzerine diş yerleştirmek kuşkusuz ortamın gerçek haline en yakın modellemesidir. Ayrıca literatür incelendiğinde çalışmaların çoğunda yumuşak doku simülatörü olarak yaklaşık 20 mm kalınlığında akril blokların kullanıldığı görülmektedir (Akarslan ve diğerleri, 2006; Hintze ve Wenzel, 2003). Çalışmamızda da buna paralel olarak dişler insan mandibula ve maxilla kemiğine yerleştirilmiştir. Mandibula ve maxilla kemiklerine zarar vermemek için kök kısımları modifiye edilmiştir. Dişler kafatasının ait olduğu kemiğine kontaklı ve uygun biçimde yerleştirilmiştir. Yumuşak dokuyu simüle etmek için 20 mm kalınlığında akril kullanılmıştır. Hazırlanan örnekler üç farklı dijital radyografi sistemi incelenmiştir.

Kullanılan dijital radyografi sistemleri genellikle 60 -70 kVp aralığında bir güç ile çalışırken literatürde (Abesi ve diğerleri, 2012; Sogur ve diğerleri, 2009; Syriopoulos ve diğerleri, 2000) farklı ışınlama süreleri radyografi çekimleri için izlenmiştir. Bu çalışmada da bu değerler kullanılmıştır.

Projeksiyon geometrisi, radyografide oluşan görüntünün netliği, magnifikasyonu (görüntü büyümesi) ve distorsiyonu (objenin farklı kısımlarının esit olmayan magnifikasyonu) gibi özelliklerini etkiler. Tanısal radyoloji pratiğinde, uygun olmayan film yerleştirme ve x-ışını demetinin uygun olmayan açı ile gönderilmesi sonucunda görüntü distorsiyonu oluşur. Yanlış horizontal açılendirme sonucu, diş kronları kontakt bölgelerde birbiri üzerine süperpoze olur. Yanlış vertikal açılendirme ise görüntünün kısalmasına ve kron minesinin dişlerin ara yüzleri üzerine süperpoze olmasına neden olur. Her iki yanlış açılendirme sonucunda süperpozisyonların olduğu bölgelerdeki çürük lezyonları maskelenir ve gözden kaçabilir (Çakur, 2010).

Bu çalışmada da yapılan literatür incelemeleri sonucunda ışınlamalar bitewing projeksiyon geometrisi kullanılarak yapılmıştır (Sogur ve diğerleri, 2009; Abesi ve diğerleri, 2012).

KIBT incelemelerinde yapılan çalışmalarda örneklerin kafatası ve mandibula kemiklerine, tahmini bir oklüzal boyutta ve kontaklı bir biçimde yerleştirilmesi önerilmekte, yumuşak dokuyu taklit etmek akril kullanılamayacağı için su kullanılması gerektiği belirtilmektedir (Qu ve diğerleri, 2011; Zhang ve diğerleri, 2011). Öte yandan kriminolojide insan yumuşak dokusunu en iyi taklit eden materyalin balistik jel olduğu bildirilmektedir. (Cronin ve Falzon, 2009; Jussila, 2004; Nicholas ve Welsch, 2004). Kafatası kemiğini akrille kaplayamayacağımız için suya alternatif olarak yumuşak dokuyu simüle etmek için balistik jel kullanılmasının farkını görmek amacıyla çalışmamıza balistik jel grubu da eklenmiştir.

Lazer Floresans yöntemi ile inceleme için Diagnodent pen (Kavo, Biberach, Almanya) cihazı kullanılırken fiber optik uçlardan arayüz yüzeylerde daha uygun olan A ucu kullanılmasını önermektedir (Tagtekin ve diğerleri, 2008). Ayrıca Lussi ve diğerleri, 2001 yılında yaptıkları çalışmada skorlama için 0-13 arası değerler sağlıklı dişi, 14-20 arası değerler mine çürüğünü, 21-29 arası değerler derin mine çürüğünü daha yüksek değerlerin ise dentin çürüğünü gösterdiğini belirtmektedir. Bu araştırmada da bu değerler esas alınmıştır.

Literatürdeki çalışmaların pek çoğunda altın standart olarak histolojik çalışmalar esas alınmıştır (Abesi ve diğerleri, 2012; Akdeniz ve diğerleri, 2005; Hintze ve Wenzel, 2003; Jablonski ve diğerleri, 2011; Neuhaus ve diğerleri, 2012; Rodrigues ve diğerleri, 2008; Shi ve diğerleri, 2001; Shoaib ve diğerleri, 2009; Syriopoulos ve diğerleri, 2000). Bu nedenle bu çalışmanın standardını histolojik çalışma olarak belirledik.

Dijital görüntülerin değerlendirmelerinde bazı görüntü geliştirici olduğu öne sürülen programların kullanılmasının etkisini inceleyen Castro ve diğerleri 2007 yılında, Li ve diğerleri yine 2007 yılında yayınladıkları çalışmalarında dijital çürük radyografilerinde görüntü geliştiricilerin kullanılmasının fark yaratmadığını rapor etmişlerdir. Dijital görüntülerin farklı inceleycilere transferi farklı görüntü kayıt

formatlarıyla ve yazılımlarla yapılabilmektedir. Bu farklı format ve yazılımların görüntü kalitesinin kaybına yol açıp açmadığını inceleyen literatürdeki en önemli çalışma Schulte ve diğerlerinin 2008 de yaptıkları çalışmadır. Bu çalışmaya göre sabit çözünürlükte görüntü formatları ve yazılımlar arasında görüntü kalite kaybı yaşanmadığından bu araştırmacıların önerisiyle görüntülerimiz sabit çözünürlükte ve TIFF formatında kaydedilip saklanmış ve taşınmıştır (Schulte, 2008). Bu üç çalışmanın (Castro ve diğerleri, 2007; Li ve diğerleri, 2007 ve Schulte, 2008) öngördüğü şekilde çalışmamızda ek bir görüntü geliştirici olduğu savunulan program kullanılmamıştır.

Ara yüz çürük teşhisinde görüntülerin renklendirilmesi ya da siyah beyaz olarak incelenmesinin fark yaratıp yaratmayacağını incelendiği Shi ve diğerlerinin, 2009 yılında yaptıkları çalışmada renklendirmenin fark yaratmadığı bildirilmiştir. Çalışmamızda görüntüler siyah beyaz olarak değerlendirilmiştir.

Alkurt ve diğerleri (2007), yaptıkları çalışmada 4 farklı dental röntgen filmi kullanarak konvansiyonel ve dijital yöntemi kıyaslamışlar, ara yüz çürük teşhisi açısından fark bulamadıklarını rapor etmişlerdir. Dijital ve konvansiyonel radyografik yöntemlerin risk faktörlerinin doğru/yanlış testi kullanılarak 80 çekilmiş insan daimi dişinde ara yüz çürüğü tespiti açısından değerlendirildiği bir çalışmada sekiz farklı dijital radyografik yöntem ve bir konvansiyonel radyografik yöntem karşılaştırılmıştır. İki yöntem açısından kayda değer bir fark oluşmadığı rapor edilmiştir (Wenzel ve diğerleri, 2007). Castro ve diğerlerinin 2007 yılında yaptıkları çalışmada bir konvansiyonel ve bir dijital radyografi yöntemini çekilmiş daimi insan dişlerinde ara yüz çürük tespiti açısından karşılaştırılmış, iki yöntem arasında ara yüz çürük tespiti açısından bir fark bulunamadığı bildirilmiştir. Yetmiş iki adet kavite oluşmamış çekilmiş insan arka grup dişinin kullanıldığı bir çalışmada dijital ve konvansiyonel radyografi teknikleri arasında ara yüz çürük tespitinde anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (Abesi ve diğerleri, 2012).

SPP (Digora) ve konvansiyonel radyografik (E-speed plus film (Kodak)) sistemlerinin ara yüz çürüklerinin derinlikleri açısından in vitro olarak karşılaştırıldığı bir çalışmada çekilmiş premolar ve molar dişler kullanılmıştır. Her iki yöntem arasında teşhis doğruluğu açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (Svanes ve

diğerleri, 2000). Konvansiyonel ve dijital radyografi sistemleri ara yüz çürük tespiti açısından değerlendirilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir (Syriopoulos ve diğerleri, 2000).

Abreu ve diğerleri, 2001 de yaptıkları çalışmalarda konvansiyonel ve dijital radyografi sistemlerini ara yüz çürük tespiti açısından değerlendirilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir. Jakobsen ve diğerleri, 4 farklı dijital sistemin çürük teşhis performansını konvansiyonel radyografilerle kıyaslamış sistemlerinin birbirlerinden farkı olmadığını bildirmişlerdir (Jakobsen ve diğerleri, 2007). Ulusu ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları çalışmada konvansiyonel yöntemlerle çekilen bite-wing radyografiler ile dijital yöntemleri kıyaslamış ve yöntemler arasında fark görmediklerini rapor etmiştir.

Tüm bu çalışmaların ortak fikri çürük tespiti için konvansiyonel radyografi tekniklerinin dijital radyografi tekniklerinden farklı sonuç vermediği yönündedir. Bu nedenle çalışmamızda daha önce sıkça araştırılmış olan bu parametre yerine sadece dijital görüntüleme teknikleri kullanılmıştır. Ayrıca banyo standardizasyonu sıkıntılarının da önüne geçilmiştir.

Literatür incelendiğinde çalışmaların bazılarının çürüğün olup olmadığının tespitinde yöntemleri kıyaslanmış olduğu (Abesi ve diğerleri, 2012; Hintze ve Wenzel, 2003; Kayıpmaz ve diğerleri, 2010; Neto ve diğerleri, 2008; Soviero ve diğerleri, 2012; Syriopoulos ve diğerleri, 2000) bazılarında da çürük derinliği açısından karşılaştırma yapıldığı görülmüştür (Akdeniz ve diğerleri, 2005; Ekstrand ve diğerleri, 2011; Qu ve diğerleri, 2011; Mitropoulos ve diğerleri, 2010; Sajitha ve diğerleri, 2007; Tsuchida ve diğerleri, 2007; Zhang ve diğerleri, 2011). Bu çalışmaların ışığında bulguların daha kolay kıyaslanabilmesi ve yöntemlerin daha net karşılaştırılabilmesi için ICDAS II adı verilen diş çürükleri tespit ve belirleme kriterlerini kullanarak ara yüz çürüklerinin görsel muayene, 3 farklı dijital radyografi sistemi, lazer floresans, KIBT ve MBT yöntemleri kullanılarak incelendiği bu çalışmada hem çürük tespit hem de çürük derinliği belirleme olmak üzere iki basamamakta yürütülmüştür.

Histolojik sonuçlarla radyografik sonuçların kıyaslamasının nasıl yapılacağı sonuçların dağılımının türü ile ilgili olduğundan farklı kVp ve ışınlama süreleri

uygulanarak alınan tüm dijital görüntülerin skorları (Tablo 4.3, 4.4, 4.5 ve 4.6) ilk önce alınan skorların normal bir dağılım mı yoksa parametrik bir dağılım mı olduğunu anlamak için Kolmogrow-Smirnov istatistik testi ile analiz edilmiştir. Dağılımın normal bir dağılım olduğu anlaşıldıktan sonra histolojik sonuçlarla Anova testi ile tüm dijital radyografi sonuçları analiz edilmiştir.

Çalışmamızın birinci aşamasında çürük olup olmadığının tespitinde farklı yöntemlerin etkinlikleri kıyaslanmıştır. Digora SPP kullanılarak farklı kVp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde farklarının istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. Aynı şekilde Planmeca CCD kullanılarak farklı kVp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Vistascan SPP kullanılarak farklı kVp ve sürelerde elde edilen radyografilerin değerlendirilmesi sonucu çürüğün olup olmadığının tespitinde bulguların farklarının istatistiksel olarak farklı olmadığı gözlenmiştir. Her üç dijital görüntüleme sisteminde de hiçbir sonuç standarda yaklaşmamıştır.

Literatüre baktığımızda Syriopoulos ve diğerlerinin 2000 yılında yaptıkları çalışmada; konvansiyonel ve dijital radyografi sistemlerinin 56 çekilmiş insan dişi kullanılarak ara yüz çürük tespiti açısından histolojik standartla kıyaslanarak değerlendirilmiştir. Tüm dijital ve geleneksel görüntüler sekiz farklı gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Bulgularımıza paralel olarak dijital görüntüleme yöntemlerinin histolojik kesitlerle kıyaslandığında çürük tespiti açısından yetersiz kaldığı rapor edilmiştir.

Hintze ve Wenzel'in 2003 yılında yaptıkları sıklıkla kullanılan çürük tespit ve değerlendirme yöntemlerini karşılaştırdıkları bir çalışmada bütün yöntemler için değerlendirme iki basamakta gerçekleştirilmiştir. Klinik için birinci basamakta tıpkı çalışmamızda olduğu gibi çürük var/yok fazı araştırılmıştır. Bulgularımızla uyumlu olarak kesitsel histolojik değerlendirmede radyografik değerlendirmeye göre anlamlı olarak daha fazla çürük lezyonu tespit etmiştir.

Abreu ve diğerleri 2001 yılında yaptıkları çalışmada dijital radyografi sensörlerinin performansını histolojik kesitleri referans alarak karşılaştırdıkları

çalışmalarında en çok %85 lik başarı elde ettiklerini ve sensörler arasında fark olmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda da sensörler arasında fark görülmemesi ve altın standardımız olan histolojik kesitlerle farkın anlamlı olması açısından bulgularımız uyumludur.

Jakobsen ve arkadaşları 2004 yılında 4 farklı dijital sistemin çürük teşhis performansını histolojik kesitlerle kıyaslamış, çalışmamızda kullandığımız Planmeca CCD ve Digora SSP sistemlerinin birbirlerinden farkı olmadığını ancak histolojik kesit bulgularına göre bulunan sonuçların farklı olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları ile bulgularımız örtüşmektedir.

Yetmiş iki adet kavitasyon oluşmamış çekilmiş insan arka grup dişinin kullanıldığı bir çalışmada dişler ara yüz çürüğü açısından incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda dijital ve konvansiyonel radyografi teknikleri arasında çürük tespitinde anlamlı bir fark olmadığı hiçbir yöntemin histolojik standarda ulaşamadığı rapor edilmiştir (Abesi ve diğerleri, 2012).

Li ve diğerleri 2010 yılında yaptıkları çalışmada kist ya da tümör nedeniyle operasyon geçirecek kişilerin dişlerinde yaptıkları çalışmada operasyon öncesi çekilen radyograflarla operasyon sonrası bizim yöntemimizde kullandığımız tekniklerle çektikleri dijital radyografların çürük tespiti için birbirine üstün olmadıklarını ve hiçbirinin histolojik kıyaslama skorlarına ulaşamadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızla birebir uyumludur. 2007 yılında Castro ve diğerleri yaptıkları çalışmada çürük tespiti açısından dijital görüntüleme yöntemlerinin birbirlerine üstün olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları da bu yöndedir.

Dijital görüntülemelerle ilgili cihazın gücü ve ışınlama sürelerinin çürük teşhisine etkileri ile ilgili uygun kVp ve ışınlama süresini gösteren az sayıda çalışma vardır. Bu nedenle farklı güç ve ışınlama süresi seçenekleri çalışmamızda değerlendirilmiştir.

Araştırmacılar radyograflar için 50-70 kVp ve 7-8 mA güçteki cihazları önermektedir (Abreu ve diğerleri 2001; Farman ve diğerleri 2005; Kitagawa ve diğerleri 2003; Li ve diğerleri 2010; Schulte ve diğerleri 2008; Sogur ve diğerleri 2011; Syriopoulos ve diğerleri 2000).

Son yıllarda üretilen dental röntgen cihazlarında cihazın kVp ve mA seviyesinde gücü ayarlanabilmektedir. Avrupa Radyasyondan korunma yönetmeliğinin 162 nolu raporunda dental radyoloji cihazlarının en az 60 kVp güçte olmaları istenmektedir (Nuclear radiation protection, 2009). Bu verilerden yola çıkarak çalışmamızda 60-70 kVp gibi seçeneklerin çürük teşhisinde bir fark yaratıp yaratmayacağı incelenmeye çalışılmıştır.

Sogur ve diğerleri 2011 yılında Avrupa Radyasyondan korunma yönetmeliğinin sınırlarında farklı kVp seçeneklerinin çürük teşhisi için fark yaratmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da fark bulunamamıştır.

Abreu ve diğerleri 2001 yılında çözünürlük kalitesinin teşhis modunda dijital görüntüleme sistemlerinde zamanlamayla ilgili olduğunu belirtmiştir. RVG sensörleri için düşük zamanlı çürük modu için 0.08 saniye yüksek zamanlı çürük ve aynı zamanda perio modu için 0.16 sn olarak bildirmişlerdir. Li ve diğerleri 2007 yılında 0.16 sn süre önerirken 2010 yılında 0.25 ve 0.32 sn kullanılarak radyografileri incelemişlerdir. Syriopoulos ve diğerleri 2000 yılında konvansiyonel teknikler için 0.32 sn dijital radyografiler için ise 0.16 sn süre kullanmışlardır. Schulte ve diğerleri 2008 yılında SPP için 0,1-0.16 sn süre tavsiye etmişken CCD için 0.06 sn tavsiye etmişlerdir. Sogur ve diğerleri 2011 yılında konvansiyonel radyografiler için 0.25 sn süre, SPP ve CCD için 0.12 sn süre bildirmişlerdir.

Işınlama süresi konusunda en kapsamlı çalışmayı yapan Kitagawa ve diğerleri 2003 yılında 0.05 sn – 0.40 sn arası değişen aralıklarda ışınlama süresi bildirmişlerdir. Literatürde konvansiyonelden dijitale geçiş sürecinde ışınlama süresinde bariz bir azalmanın olduğu görülmüştür. Buna değinen Farman ve Farman 2005 yılında dijital radyografilerin en önemli avantajlarından birinin azalan ışınlama süresine bağlı radyasyon alımının düşmesi olduğunu rapor etmişlerdir.

Bu veriler ışığında radyasyon düzeyinin azaltılması anlamına gelen ışınlama süresinin düşürülmesinin çürük teşhisi açısından sonuçları çalışmamızın ana fikrini oluşturmuştur.

Çalışmamızda ışınlama süresinin değiştirilmesinin sonucu süreye bağlı anlamlı bir fark görülememiştir. En yüksek skorlara bakılınca Digora SPP için 60 kVp 0.08 sn

lik sürede, Planmeca CCD için 60 kVp 0.032 sn lik sürede Vistascan SPP için 70 kVp 0.08 sn lik sürede çekilen radyografiler göze çarpmaktadır. Bu bulgular çürük teşhisi açısından ilave sürelerle gerek olmadığı sonucunu ortaya koymaktadır.

On sekiz farklı dijital görüntüleme ve konvansiyonel radyografi sistemlerinin değerlendirildiği bir çalışmada CMOS, CCD ve SPP sistemleri kullanılmıştır. Planmeca Dixi ile birlikte en geniş ışınlama aralığına sahip sistemin SPP sistemler ile RVG 6000 ve RVG 5000 CMOS sistemlerinin olduğunu ve dijital radyografi sistemleri kullanılarak daha düşük dozlarda ışınlama ile teşhis verilerine ulaşılabilceği de rapor edilmiştir (Farman ve Farman, 2005).

Çalışmamızda kullanılan yöntemler birbirleri kıyaslandığında hiçbir dijital yöntemin altın standarda uyumlu olmadığı ancak en yakın skorun altın standart ile Planmeca CCD kıyaslamasından elde edilen değer olduğunu görülmüştür. Digora SPP ile Planmeca CCD bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken Vistascan SPP grubu sonuçları hem altın standarttan hem de diğer gruplardan fark bulunmuştur.

Jacobsen ve diğerleri 2004 de yaptıkları çalışmada çürük teşhisi açısından 2 CCD bazlı sensör ile (Dixi-Planmeca ve Sidexis-Sirona) iki SPP bazlı sensörü (Digora-Soredex ve Dentoptix-Gendex) kıyaslamışlar, Dixi-Planmeca ve Digora-Soredex sistemlerini daha başarılı bulduklarını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda da parametreler tam paralel olmasa da Planmeca ve Digora sistemleri daha başarılı bulunmuştur.

Neto ve diğerleri 2008 yılında CMOS ve CCD dijital radyografi yöntemlerini kaviteasyon oluşmamış ara yüz çürük tespiti açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada elde edilen görüntüleri çürük var veya yok diye skorlamışlardır. İki CMOS sistemi (Schick CDR-APS ve Kodak RVGui) ve beş CCD sistemi (Visualix, VistaRay, Dixi2, Sidexis ve Dr. Suni Plus) çalışmaya dâhil edilmiştir. Çalışmalarının sonucunda CCD sistem grubuna uyan Planmeca –DIXİ grubunun CCD sensörler için de en iyi sonucu verdiğini bildirmişlerdir. Bu sonuç araştırmamızın sonuçları ile uyumludur.

SPP ve CCD dijital radyografi yöntemlerini kaviteasyon oluşmamış ara yüz çürük tespiti açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada (Syriopoulos ve diğerleri, 2000) en

başarılı sonucu Digora SPP ve Sidexis CCD sensörleriyle elde etmişlerdir. SPP grubunda ve çalışmada en başarılı sonucu Digora SPP ile elde ettiklerinden çalışma bulguları çalışmamızla örtüşen SPP grupları açısından uyumlu bulunmuştur.

Çalışmamızda grupların birbiriyle kıyaslanmasının yanı sıra farklı güç ve sürelerin etkisinin ana amaçlarımızdan birisinin olması anlamlıdır. Bu konuda literatürde rastlayabildiğimiz en önemli ve en kapsamlı çalışmayı yapan Kitagawa ve diğerleri (2003) 0.05 sn–0.40 sn arası değişen aralıklarda ışınlama süresi bildirmektedir. Işınlama süresini arttırmadan 0.09 sn de arayüz çürükleri için CCD sensörler ile Cmos sensörler arasında fark bulamadığını CMOS sensör için %80 Doğruluk oranı verirken CCD sensör için %78 CCD doğruluk oranı vermektedir. Periodontal dokular için her ikisinde de %70, başarı sonucu kök kanalları için CCD %83 CMOS sensör için %48, apeksleri için CCD de % 69, CMOS sensör için %86 sonucunu bildirmektedirler. Ara yüz çürükleri açısından dijital radyografilerin bariz bir şekilde azalan süre=daha az radyasyon denklemi bu çalışmada da ortaya konmaktadır. Bu açıdan bulgularımız uyumludur.

ICDAS II'nin gözle muayene kriterleri pek çok epidemiyolojik, in vivo ve in vitro çalışmalarda standardizasyon açısından bir gereksinimi karşılamaktadır nitekim Aidara ve diğerleri 2011 yılında Fransa, İtalya, Almanya, Estonya, Litvanya, Slovakya ve Macaristan'dan 146 diş hekiminin katılımı ile 2877 vakayı bağımsız olarak incelemişler ve dataları birbirlerine yollayarak karşılaştırmışlar ve % 68,8 oranında birbirleri ile tam uyumlu veri kodlamışlardır. ICDAS'ın standardizasyon başarısını gösteren ve altın standart olmasını destekleyen bu bulgu önemli bir kriterdir.

Bunun yanı sıra skrolama sistemi içinde bulunan “3” skoru olan lokalize mine kırığı yani kavitasyon göstermeyen çürük lezyonları sınır olmak kaydıyla WHO kriterleri ile karşılaştırılabilir olduğu için de tercih edilmektedir (Amorim ve diğerleri, 2011; Braga, 2009; Ekstrand ve diğerleri, 2011; Mitropoulos ve diğerleri, 2010; Zandona ve diğerleri, 2010). Çalışmamızın bu ilk basamağında da aynı nedenlerle ICDAS II kriterleri modifiye edilerek kullanılmıştır.

Yüz on iki çekilmiş süt dışında ICDAS II' nin etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada dişlerin hem oklüzal hem de ara yüzleri çürük açısından üç gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Gözlemci skorları daha sonra histolojik inceleme

skorları ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuncunda ICDAS II gözle muayene kriterlerinin süt dişlerinde hem oklüzal hem de ara yüz çürük tespitinde etkin ve kullanılabilir olduğu bildirilmiştir (Shoaib ve diğerleri, 2009). Aynı araştırmacıların literatür derlemelerinde bildirdiklerine göre ICDAS II kriterleri modifikasyonu çürüğün olup olmadığının kıyaslanmasında % 86 ile %100 arası sonuç vermektedir. Araştırma sonuçlarımız Shoaib ve diğerlerinin (2009) bulguları ile uyumludur.

Ekstrand ve diğerlerinin (2011) ICDAS II gözle muayene kriterlerini ve konvansiyonel radyografi yöntemlerini görülebilir ve açık ara yüz çürüklerinin tespit ve derinliklerini in vitro olarak karşılaştırdığı çalışmada çekilmiş süt ve daimi dişler üç gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Hem tespit ölçümünde ICDAS II' nin görülebilir ara yüz çürüklerinde radyografik yöntemle göre daha anlamlı ve doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bunun nedeninin direkt görülebilen ara yüzler olduğunu rapor etmişlerdir. Radyolojik görüntülerde % 60 olan bulgu sayısı ICDAS II kriterlerinde % 85'ten daha büyük bulunmuştur. Üç gözlemcinin en düşüğü % 87 en yükseği % 93 başarılı skorlama gerçekleştirmiştir. Çalışmamızda da gözle muayenede altın standarda yakın sonuçlar elde edildiğinden bulgularımız paraleldir.

Yunanistan'da yapılan bir çalışmada ara yüz çürüklerinin teşhisi açısından ICDAS II gözle muayene kriterleri, histolojik kesit ile karşılaştırıldığında ICDAS II gözle muayene kriterlerinin iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (Mitropoulos ve diğerleri, 2010). Mitropoulos ve diğerlerinin çalışmasında ICDAS II gözle muayene kriterlerinde elde edilen makul oranda ama düşük gözlemci uyumu bizim çalışmamızda gözlenmemiştir. Çalışmamızda bütün kullanılan yöntemlerde ICDAS II gözle muayene kriterleri de dâhil olmak üzere gözlemciler arası uyum yüksek bulunmuştur. Bunun sebebinin Mitropoulos ve diğerlerinin çalışmasında gözlemcilerin kalibrasyonlarının çalışma öncesinde tam olarak sağlanamadığından olabileceği düşünülmektedir.

2011 yılında ICDAS II gözle muayene kriterlerinin oklüzal çürük tespiti açısından değerlendirildiği bir çalışmada sonuçlar kesitsel histolojik inceleme ile karşılaştırılmıştır (Jablonski ve diğerleri, 2011). ICDAS II gözle muayene ile histolojik inceleme sonuçları arasında yüksek bir uyum bulunduğu oklüzal çürük teşhisinde faydalı olabileceği bildirilmiştir. Çalışmamız ara yüzde olmasına karşın gözle muayenede altın standarda yakın sonuçlar elde edildiğinden bulgularımız uyumludur.

ICDAS II gözle muayene kriterleri ve konvansiyonel radyolojik yöntemlerin 119 çekilmiş süt dışında oklüzal çürük tespit performansları açısından karşılaştırıldıkları bir çalışmada iki deneyimli diş hekimi bütün yöntemleri oklüzal çürük açısından iki kere değerlendirmişlerdir. Bütün yöntemler histolojik inceleme ile standardize edilmişlerdir. Çürük tespiti açısından ICDAS II ile bitewing radyografinin kombine olarak kullanıldığı yöntemin çürük tespiti açısından en iyi performansı gösterdiği rapor edilmiştir (Rodrigues ve diğerleri, 2008).

Braga ve diğerlerinin (2009) çekilmiş süt dişleri ile yaptıkları çalışmada 131 ara yüz ICDAS II kullanarak gözle muayene yöntemi, konvansiyonel radyolojik yöntem kullanılarak değerlendirilmiştir. Gözle muayenenin en iyi sonucu verdiği rapor edilmiştir. Araştırmamızda da ara yüz çürük tespitinde gözle muayene radyolojik muayeneden daha iyi sonuç vermiştir. Bu sonuç çekilmiş dişlerde ara yüzlerin direkt görüş alanına girmesi ve ağız ortamı dışında bol ışık da her türlü renk ve doku değişikliklerinin izlenebilir olmasına bağlanabilir.

İntra oral film tekniklerinin özellikle erken dönemde çürük lezyonlarının tespitinde hassas olmamaları ve yetersiz kalmaları anatomik süperpozisyonların ya da restorasyonlar nedeniyle olan ortadan kaldıran, dokuları daha küçük kesitler halinde görüntüleme imkanı veren üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin çürük teşhisinde denenmeye başlamasına neden olmuştur (Zangoeei ve diğerleri, 2011). Bu fikirlerin geçerliliğini sınamak amacıyla çalışmamızın bir parametresini de 3 boyutlu yöntemler oluşturmuştur.

On iki gözlemcinin katıldığı, yirmi üç dişin toplam kırk altı ara yüzünün çürük teşhisi açısından bir BT ve bir CCD sisteminin yeterliliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada CT' nin çürük teşhisi açısından CCD sisteme göre daha etkin olduğu bildirilmiştir (Daatselaar ve diğerleri, 2004). Araştırma bulgularımız da paralel sonuçlar ortaya koymuştur.

2008 yılında iki KIBT (NewTom 3G (Quantitative Radiology) ve 3DX Accuitomo (Morita)) cihazı bir dijital görüntüleme (Digora-fmx (Soredex)) ve konvansiyonel görüntüleme (Kodak Insight) sistemi 100 çekilmiş insan dişi kullanılarak ara yüz ve oklüzal çürük tespitindeki yeterlilikleri açısından karşılaştırılmıştır. 3DX Accuitomo cihazının oklüzal çürük teşhisinde diğer yöntemlere göre daha etkin olduğu bildirilmiştir (Neto ve diğerleri, 2008).

Araştırmamızda 3DX Accuitomo cihazı kullanılmadığından bulgularımızı kıyaslama imkânı bulunamamıştır.

Beş farklı KIBT cihazının ara yüz çürükleri açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada bu beş farklı cihaz arasında bir fark bulunamadığı tümünün başarılı bulunduğu bildirilmiştir (Qu ve diğerleri, 2010). Bizim çalışmamızda da KIBT yöntemi başarılı bulunmuştur.

Ara yüz çürük derinliklerinin KIBT, SPP ve konvansiyonel radyografi yöntemler ile ölçüldüğü ve bu yöntemlerin karşılaştırıldığı 30 adet çekilmiş daimi diş (molar ve premolar) iki gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçları histolojik kesit (altın standart) sonuçları ile KIBT arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç ortaya çıkarmamış ($p>0.05$) ancak SPP ve konvansiyonel sistem ile altın standart arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilmiştir ($p<0.01$). Akdeniz ve diğerlerinin 2005 yılında yaptıkları bu çalışmanın sonuçları araştırmamızın bulgularıyla birebir örtüşmektedir.

Ara yüz çürüklerinin tespitinde KIBT, SPP ve konvansiyonel radyografik sistemlerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada ara yüzünde kahverengi veya opak renkleşme bulunan restore edilmemiş 39 çekilmiş daimi insan dişi kullanılmıştır. SPP ve konvansiyonel radyografik sistemlerle alınan görüntüler için farklı kVp ve ışınlama zamanlarının ara yüz çürük teşhisine etkisi çalışmaya dâhil edilmiştir. KIBT diğer iki yöntemle göre istatistiksel olarak daha anlamlı sonuçlar verirken, SPP ve konvansiyonel radyografik yöntemler benzer sonuçlar vermiştir. (Zhang ve diğerleri, 2011). Çalışmamızın bulguları bu çalışmayla tam bir uyum içindedir.

KIBT ve konvansiyonel radyografinin 50 çekilmiş diş kullanılarak ara yüz çürüğü teşhisi açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada toplamda 100 ara yüzün görüntülenmesinde 3D Accuitomo (J. Morita Mfg. Corp) KIBT cihazı ve dental film (Eastman, Kodak) kullanılmıştır. Görüntüler 7 deneyimli oral radyolog tarafından değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda her iki yöntemin kendi aralarında benzer sonuçlar verdiği KIBT yönteminin daha iyi sonuçlar vermesine rağmen; MBT standardına göre henüz başlayan ara yüz çürüğü tespitinde yetersiz olduğu bildirilmiştir (Tsuchida ve diğerleri, 2007). Çalışmamızda da klasik yöntemlere göre KIBT yöntemleri daha başarılı bulunmuştur.

Oklüzal ve ara yüz çürük tespitinde konvansiyonel radyografi (E-speed film), SPP (Digora) ve KIBT 'nin (Kodak) teşhis yeterliliklerinin karşılaştırıldığı in vitro bir çalışmada 72 adet kaviteasyon gösteren ve kaviteasyon göstermeyen çekilmiş arka grup dişler iki gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. KIBT oklüzal çürük teşhisinde SPP ve konvansiyonel yöntemle göre daha anlamlı değerler verirken ara yüz çürük teşhisinde bu yöntemler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Kayıpmaz ve diğerleri, 2010).

KIBT ve konvansiyonel yöntemlerin ara yüz çürükleri için karşılaştırıldığı bir çalışmada aproksimal yüzün %50 sininin çürük olarak gözle teşhis edildiği on sekiz adet ara yüz çürüğü bulunan yirmi tane çekilmiş insan dişi kullanılmıştır. Alınan görüntüler sekiz gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Her iki yöntem arasında çürük tespiti ve çürük derinliklerinin teşhisinde anlamlı bir fark bulunamadığı bildirilmiştir (Sajitha ve diğerleri, 2007). Hem Sajitha ve diğerlerinin 2007 yılında hem de Kayıpmaz ve diğerlerinin 2010 yılında yaptıkları çalışmaların sonuçları araştırma sonuçlarımız ile çelişmektedir. Kaviteasyon gösteren dişlerde yani büyük madde kayıplarında her yöntemin hassas olacağı açıktır. Araştırma sonuçları arasındaki uyumsuzluğun bu nedenden kaynaklandığı düşüncesindeyiz.

Diş çürüğü lezyonu boyunca mineral yoğunluğu değişim dereceleri tipik olarak diş çürüğünün gelişim süreci ile birebir ilişkilidir. Mikro bilgisayarlı tomografi diş sert dokularının nicelik ve nitelik özelliklerini değerlendirmeye imkan verir. Özellikle yeni başlamış çürüklerde mineral kaybını belirlemesi ve gösterebilmesi avantajlarından bir tanesidir (Gaiser ve diğerleri, 2011; Schwass ve diğerleri, 2009). Fearne ve diğerlerinin 2004 yılında yaptıkları çalışmada sağlam dişlere göre %5 oranındaki mineral kaybını bile MBT'nin ölçtüğü ve mine dokusundaki minimal mineralizasyon değişikliklerini dahi gösterebilecek etkinliğine sahip olduğu rapor edilmiştir. 2007 yılında yapılan bir çalışmada çürüksüz, çekilmiş 7 adet insan premolar dişindeki opak mine lezyonları incelenmiş ve mineral kaybını ve lezyonun özelliklerini belirlemede MBT'nin etkili olduğu bildirilmiştir (Huang ve diğerleri, 2007). 2010 yılında yapılan bir çalışmada 10 adet sağlam ve 10 adet opak mine lezyonuna sahip çekilmiş diş mine dokusunda mineral yoğunluğu incelenmiş ve MBT'nin mineral yoğunluğunu göstermede hassas ve etkin olduğu bildirilmiştir (Farah ve diğerleri, 2010). Özellikle in vitro çalışmalarda histolojik incelemelerin

ciddi bir zaman ve materyal istemesi, sonuçların elde edilmesi için pek çok aşamadan geçmesi gerekliliği MBT' nin histolojik incelemeye ciddi bir alternatif olarak düşünülmesine neden olmuştur. Rathore ve diğerleri 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında 60 çekilmiş insan dişinin oklüzal çürük açısından MBT ve histolojik incelemeyi karşılaştırmışlar ve çalışmanın sonucunda MBT'nin hassasiyet ve kesinlik bakımından histolojik inceleme ile yakın sonuçlar verdiğini ve alternatif olabileceğini rapor etmişlerdir. Benzer şekilde bu yöntemin bir çalışmada altın standart olarak kullanılması (Tsuchida ve diğerleri, 2007) ve çürük teşhisi açısından veriminin incelenmesi amacıyla çalışma parametrelimizden birini oluşturması düşünülmüştür.

Çekilmiş süt dişlerinin ara yüzlerinde çürük tespiti açısından mikro bilgisayarlı tomografi etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada ICDAS II gözle muayene kriterleri, bitewing radyografi ve altın standart olarak histolojik inceleme kullanılmıştır. MBT'nin histolojik inceleme ile çok yüksek uyum gösterdiği, çalışmada kullanılan diğer çürük tespit yöntemlerinden hassasiyet ve kesinlik olarak hem mine hem dentin çürüğü seviyesinde daha iyi olduğu ve süt dişlerinin ara yüz çürüğü tespitinde altın standart olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Soviero ve diğerleri, 2012). Çalışmamızın sonuçları bu bulgular ile tam uyum içindedir.

2010 yılında bir çalışmada ara yüz çürüklerinin teşhisi açısından ICDAS II gözle muayene kriterleri, mikro bilgisayarlı tomografi (MBT) (Skyscan 1702,Skyscan, Kontich, Belgium), CCD (Trophy RVG, Kodak) sistemi ve konvansiyonel radyografi (F-speed film, Kodak) sistemleri in vitro olarak karşılaştırılmıştır. Çalışmada 20 çekilmiş premolar ve molar insan dişinin 40 ara yüzü kullanılmıştır. Histolojik kesit (altın standart) ile karşılaştırıldığında ICDAS II gözle muayene kriterleri ve MBT'nin daha iyi sonuçlar verdiği, CCD ve konvansiyonel radyografi sistemlerinin birbirleri ile benzer ancak diğer yöntemlere göre daha düşük değerler gösterdiği rapor edilmiştir (Mitropoulos ve diğerleri, 2010). Çalışmamızda da benzer bulgular elde edilmiştir.

Çürükteki floresans sağlam diş dokusuna göre belirgin olarak daha yoğundur. Çürük ve sağlam dişin arasındaki floresans yoğunlukları oranı 7000-8000 nm' lik tüm spektrum alanından çok daha fazladır. Böylelikle diş floresans ışınımı ile optik olarak incelenebilmektedir. Lazer Floresans yöntemi 1981 tarihinde ilk defa olarak Bjelkhagen ve Sunstrom tarafından denenmiştir. Bjelkhagen ve Sunstrom 488 nm' lik mavi-yeşil argon lazer ışığı kullanarak sağlam ve çürük mine dokularını

karşılaştırmıştır ve kullandıkları bu yöntemle sağlam ve çürük mine dokularının rahatlıkla ayırt edilebildiğini bildirmişlerdir (Bjelkhagen ve Sundstrom,1981). Helyum neon lazerin kullanıldığı başka bir çalışmada; mineden yansıyan ışığın nedeninin hidroksi apatit kristalleri, dentinden yansıyan ışığın sebebinin ise dentin tübülleri olduğu bildirilmiştir (Lussi ve diğerleri, 2004). Çürüklerin saptanması ve rakamsal olarak ölçülmesini sağlayan tek yöntem olduğundan çalışma parametrelerimizden biri olarak Diagnodent seçilmiştir.

Çalışmamızın ikinci basamağını oluşturan aşamasında çürüğün derinliğinin belirlenmesinde yöntemlerin etkinlikleri kıyaslanmıştır.

24 çekilmiş süt dişinde oklüzal çürük açısından diagnodent, direkt gözle muayene, indirekt gözle muayene ve konvansiyonel radyografik yöntemlerin etkinliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada Diagnodentin çürük teşhis etkinliği açısından diğer yöntemlerle kombine edildiğinde daha etkin olduğu ve özellikle mine çürüğü seviyesindeki lezyonlarda bu etkinliğin istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu bildirilmiştir (Kavvadia ve diğerleri, 2011). Çalışmamızda da diagnodent başarılı sonuçlar vermiştir.

Otuz sekiz çekilmiş insan daimi dişin ara yüzlerindeki kırk iki opak mine lezyonun ultrasound ve lazer floresans yöntemlerinin teşhis yeterlilikleri açısından değerlendirildiği bir çalışmada Nova scope ultrasonik detektör ve Kavo Diagnodent cihazları kullanılmıştır. Çalışmanın altın standardı olarak lazer tarama mikroskobu ile opak mine lezyonları incelenmiştir. Her iki yönteminde çürük teşhisi açısından birbirine yakın ve iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Tagtekin ve diğerleri, 2008). Çalışmanın sonuçlarıyla bulgularımız uyumludur.

40 çekilmiş insan premolar dişin düz yüzeylerinde bulunan çürük lezyonlarının Diagnodent cihazı ile çürük tespit yeterliliğinin iki gözlemci tarafından incelendiği bir çalışmada çekilmiş dişler önce timol solüsyonunda bekletilmiştir. Diagnodent okumalarından sonra dişler on dört gün kadar da formalin solüsyonunda bekletilmiş ve daha sonra tekrar Diagnodent ölçümleri yapılmıştır. Histopatolojik ve mikroradyografik analizler altın standart olarak kullanılmıştır. Formalin solüsyonunda bekletildikten sonra yapılan okumaların timol solüsyonunda bekletildikten sonra yapılan ölçümlerden bir buçuk kat daha yüksek olduğu bunun formalin nedeniyle artabilecek olan floresans kaynaklı olabileceği bildirilmiştir. Her iki ölçüm sonucunda

gözlemciler arası ve gözlemci içi uyumun yüksek bulunduğu ve klinik sınırlarını belirledikten sonra Diagnodent cihazının düz yüzey çürük lezyonlarını belirlemede yardımcı olabileceği rapor edilmiştir (Shi ve diğerleri, 2001). Çalışmamızda da diagnodent başarılı sonuçlar vermiştir.

Sınıf II amalgam restorasyonların servikal bölgelerinin ara yüz çürük tespitinde Diagnodent Pen cihazının yeterliliğinin incelendiği bir çalışmada amalgam dolgunun bittiği ara yüz servikal sınırındaki diş yüzeyinde sağlam veya kahverengi/opak renkleşme bulunan fakat kavitasyon oluşmamış yetmiş beş adet çekilmiş amalgam restorasyon bulunan insan daimi dişi kullanılmıştır. Dişler amalgam dolgunun minede sonlanması veya mine-sement sınırında sonlanmasına göre iki grupta incelenmiştir. Bütün örneklerden aynı zamanda konvansiyonel radyolojik inceleme için bitewing radyograflar alınmıştır. Her iki yöntem de histolojik inceleme sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Mineye henüz ulaşmış veya yüzeyel dentin düzeyinde sadece kronu ihtiva eden çürük lezyonlarında Diagnodent Pen bitewing radyograflara göre daha başarılı bulunurken kök çürüğü seviyesinde her iki yöntem arasında ciddi bir fark bulunamamıştır. Restorasyon sınırındaki renklenmelerin Diagnodent okumalarında hatalara neden olduğu, çürük lezyonu sınırı mine-sement sınırını geçmediği durumlarda bitewing radyograflara göre servikal marjindeki ikincil çürük lezyonları tespit etmede daha etkin olduğu rapor edilmiştir (Neuhaus ve diğerleri, 2012). Çalışmamızda da çürük derinliğinin belirlenmesinde diagnodent radyografiye göre ara yüz çürüklerinde daha başarılı bulunmuştur.

2011 yılında ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent cihazının oklüzal çürük tespiti açısından değerlendirildiği bir çalışmada çekilmiş yüz adet süt dişi kullanılmıştır. Her iki yöntemi kesitsel histolojik inceleme ile karşılaştırılmıştır. ICDAS II gözle muayene ile histolojik inceleme sonuçları arasında yüksek bir uyum bulunduğu, Diagnodent cihazı ölçümleri ile histolojik inceleme sonuçları arasında yüksek bir uyum bulunmamakla beraber oklüzal çürük teşhisinde faydalı olabileceği bildirilmiştir (Jablonski ve diğerleri, 2011). Araştırma sonuçlarımıza göre hem ICDAS II gözle muayene kriterleri hem de Diagnodent başarılı bulunmuştur. Diagnodent ile Jablonski ve diğerlerinin 2011 yılında yaptıkları çalışmaya göre daha uyumlu sonuçlar elde etmemizin nedeninin çalışmamızın görülebilir açık ara yüz çürüklerinde olması dolayısıyla bu yüzeylerde oklüzal yüzeylerdeki gibi fissur yapısının girintili, çıkıntılı

olması gibi anatomik zorlukların bulunmamasından ve Diagnodent problemlerinin erişiminin kolaylığından olabileceği düşüncesindeyiz.

Yüz yirmi üç süt molar dişinin ara yüz çürüğü açısından Diagnodent cihazı kullanılarak incelendiği in vitro bir çalışmada lazer floresans yöntemin yeterliliği değerlendirilmiştir. Diagnodent incelemelerinden sonra altın standart olarak dişler histolojik incelemeye tabi tutulmuştur. Değerlendirme sonucunda Diagnodent cihazının yeni başlamış çürük (beyaz nokta) lezyonlarında ara yüz çürük teşhisi açısından yetersiz olduğu bildirilmiştir (Celiberti ve diğerleri, 2010). Araştırmamızın sonuçları ile bu çalışmanın bulguları örtüşmemektedir. Celiberti ve diğerlerinin (2010) araştırmada kullandıkları dişler Diagnodent incelemeleri öncesi ve sonrasında buzdolabında - 20°C’da bekletilmiş, bunun yanı sıra incelenecek ara yüzlerle pomza ile cila uygulamışlardır. Bu uygulamaların ara yüzde fiziksel değişikliklere sebep olabileceği düşüncesindeyiz.

Araştırmamızın sonuçlarına göre Digora SPP, Planmeca CCD ve Vistascan SPP kullanılarak farklı kVp ve sürelerde elde edilen radyograflerin değerlendirilmesi neticesinde çürüğün derinliğinin belirlenmesinde cihazların gücünün ve ışınlama süresinin değiştirilmesinin fark yaratmadığı, her üç dijital görüntüleme yönteminin çürük derinliği belirleme açısından aralarındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. Her üç dijital görüntüleme sisteminde de hiçbir sonuç altın standarda yaklaşamamıştır.

2004 yılında yapılan bir çalışmada yüz yetmiş yedi çekilmiş insan dişi kullanılarak ara yüz çürük derinliğini belirlemede dört farklı dijital radyografi sisteminin karşılaştırıldığı bir çalışmada 2 CCD (Dixi-Planmeca ve Sidexis-Sirona) ve 2 SPP sistem (Digora-Soredex ve Denoptix-Gendex) ile alınan görüntüler dört gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Altın standart olarak histolojik inceleme çalışmaya dahil edilmiştir. Digora ile Sidexis arasında ve Dixi ile Denoptix arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ve Dixi ile Digora ile alınan radyograflarla çürük derinliği teşhisinin daha yetkin olduğu rapor edilmiştir (Jacobsen ve diğerleri, 2004). Çalışmanın sonuçlarına göre Digora ve Planmeca arasında fark bulunamamıştır. Bu çalışmanın sonuçları araştırma sonuçlarımız ile paraleldir.

Elli altı çekilmiş insan dişi kullanılarak ara yüz çürük derinliği açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada 2 CCD (Visualix II, Sidexis), ve 2 SPP (Digora,

DenOptix) olmak kaydıyla ve DenOptix fosfor plak sistemleri ile alınan görüntüler iki farklı çözünürlük düzeyinde taranmak üzere yedi farklı yöntemle incelenmiştir. Alınan tüm dijital ve geleneksel görüntüler sekiz farklı gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Gözlemcilerin okumaları histolojik inceleme bulguları ile karşılaştırılmıştır. Çürük derinliğinin gözlemci performansını etkilediği ve bütün yöntemlerin çürük derinliğini ölçmede yetersiz kaldığı rapor edilmiştir (Syriopoulos ve diğerleri, 2000). Araştırma sonuçlarımız Syriopoulos ve diğerlerinin (2000) bulguları ile uyumludur.

2002 yılında yapılan bir çalışmada ara yüz ve oklüzal çürük derinliği belirleme etkinliği açısından altı CCD sensör sistemi de karşılaştırılmış; bu sensörler Dixi (Planmeca), Sidexis (Sirona), RVG old (Trophy), RVG new (Trophy), Visualix (Gendex) ve MPDx'dir (Dental/Medical Diagnostic Sysytems Inc.). Çalışmanın altın standardı histolojik inceleme olarak belirlenmiştir. Araştırma sonuçları tüm sistemlerin skorlarının altın standarttan çok uzak olduğunu ama Dixi sisteminin diğerlerine oranla daha başarılı olduğunu ortaya koymuştur (Hintze ve Wenzel, 2003). Çalışmamızın bulguları ile paraleldir.

Yüz on iki çekilmiş süt dişinde ICDAS II' nin etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada dişlerin hem oklüzal hem de ara yüzleri çürük açısından üç gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Gözlemci skorları daha sonra histolojik inceleme skorları ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda ICDAS II gözle muayene kriterlerinin süt dişlerinde hem oklüzal hem de ara yüz çürük derinliğini belirlemede etkin ve kullanılabilir olduğu bildirilmiştir (Shoaib ve diğerleri, 2009). Çalışmamızda da gözle muayene de altın standarda yakın sonuçlar elde edildiğinden bulgularımız benzerlik göstermektedir.

Ekstrand ve diğerlerinin 2011 yılında ICDAS II gözle muayene kriterlerini ve konvansiyonel radyografi yöntemlerini görülebilir ve açık ara yüz çürüklerinin derinliklerini in vitro olarak karşılaştırdığı çalışmada çekilmiş süt ve daimi dişler üç gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Hem tespit ölçümünde ICDAS II'nin görülebilir ara yüz çürüklerinde radyografik yöntemle göre daha anlamlı ve doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda da gözle muayenede altın standarda yakın sonuçlar elde edildiğinden bulgularımız uyumludur.

Bir çalışmada ara yüz çürüklerinin derinliklerinin belirlenmesi açısından ICDAS II gözle muayene kriterleri, histolojik kesit ile karşılaştırıldığında ICDAS II gözle muayene kriterlerinin iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Mitropoulos ve diğerleri, 2010). Araştırmamızda da gözle muayenede altın standarda yakın sonuçlar elde edildiğinden bulgularımız uyumludur.

Beş farklı KIBT cihazının ara yüz çürük derinliği açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada bu beş farklı cihaz arasında bir fark bulunamadığı tümünün başarılı bulunduğu bildirilmiştir (Qu ve diğerleri, 2010). Çalışmamızda da KIBT yöntemi başarılı bulunmuştur.

Ara yüz çürük derinliklerinin KIBT, SPP ve konvansiyonel radyografi yöntemler ile ölçüldüğü ve bu yöntemlerin karşılaştırıldığı otuz adet çekilmiş daimi diş (molar ve premolar) iki gözlemci tarafından değerlendirilmiştir (Akdeniz ve diğerleri, 2005). Çalışma sonucunda histolojik kesit (altın standart) sonuçları ile KIBT arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunamaz iken ($p>0.05$) SPP ve konvansiyonel sistem ile altın standart arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulunmuş ($p<0.01$) olup çalışmamızın bulgularıyla örtüşmektedir.

Ara yüz çürüklerinin derinliklerinin belirlenmesinde KIBT, SPP ve konvansiyonel radyografik sistemlerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada (Zhang ve diğerleri, 2011) ara yüzünde kahverengi veya opak renkleşme bulunan restore edilmemiş 39 çekilmiş daimi insan dişi kullanılmıştır. SPP ve konvansiyonel radyografik sistemlerle alınan görüntüler için farklı kVp ve ışınlama zamanlarının ara yüz çürük teşhisine etkisi çalışmaya dâhil edilmiştir. KIBT diğer iki yönteme göre istatistiksel olarak daha anlamlı sonuçlar verirken, SPP ve konvansiyonel radyografik yöntemler benzer sonuçlar vermiştir. Çalışmamızın bulguları bu çalışmayla tam bir uyum içindedir.

KIBT ve konvansiyonel radyografinin 50 çekilmiş diş kullanılarak ara yüz çürüğü derinliği açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada toplamda yüz ara yüz 3D Accutomo (J. Morita Mfg. Corp) KIBT cihazı ve dental film (Eastman, Kodak) ile görüntülenmiştir. Görüntüler 7 deneyimli oral radyolog tarafından değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda her iki yöntemin kendi aralarında benzer sonuçlar verdiği KIBT yönteminin daha iyi sonuçlar vermesine rağmen mikro Ct standardına göre henüz başlayan ara yüz çürüğü derinliğinin belirlenmesinde yetersiz olduğu

bildirilmiştir (Tsuchida ve diğerleri, 2007). Çalışmamızda da klasik yöntemlere göre KIBT yöntemleri daha başarılı bulunmuştur.

Oklüzal ve ara yüz çürük derinliğinin belirlenmesinde konvansiyonel radyografi (E-speed film), SPP (Digora) ve KIBT 'nin (Kodak) teşhis yeterliliklerinin karşılaştırıldığı in vitro bir çalışmada yetmiş iki adet kaviteasyon gösteren ve kaviteasyon göstermeyen çekilmiş arka grup dişler iki gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. KIBT oklüzal çürük teşhisinde SPP ve konvansiyonel yöntemlere göre daha anlamlı değerler verirken ara yüz çürük teşhisinde bu yöntemler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Kayıpmaz ve diğerleri, 2010).

KIBT ve konvansiyonel yöntemlerin ara yüz çürük derinlikleri için karşılaştırıldığı bir çalışmada (Sajitha ve diğerleri, 2007) aproksimal yüzün %50 sininin çürük olarak gözle teşhis edildiği on sekiz adet ara yüz çürüğü bulunan yirmi tane çekilmiş insan dişi kullanılmıştır. Alınan görüntüler sekiz gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Her iki yöntem arasında çürük derinliklerinin teşhisinde anlamlı bir fark bulunamadığı bildirilmiştir. Araştırma bulgularımızla Sajitha ve diğerlerinin (2007), Kayıpmaz ve diğerlerinin (2010) yaptıkları çalışmaların sonuçları uyuşmamaktadır. Kaviteasyon gösteren dişlerde yani büyük madde kayıplarında her yöntemin hassas olacağı açıktır. Uyumsuzluğun bu nedenle olduğu düşüncesindeyiz.

Bir çalışmada ara yüz çürüklerinin derinliği açısından ICDAS II gözle muayene kriterleri, mikro bilgisayarlı tomografi (MBT) (Skyscan 1702, Skyscan, Kontich, Belgium), CCD (Trophy RVG, Kodak) sistemi ve konvansiyonel radyografi (F-speed film, Kodak) sistemleri in vitro olarak karşılaştırılmıştır. Bütün değerlendirmeler kalibre edilmiş iki gözlemci tarafından yapılmıştır. Histolojik kesit (altın standart) ile karşılaştırıldığında ICDAS II gözle muayene kriterleri ve MBT'nin daha iyi sonuçlar verdiği, CCD ve konvansiyonel radyografi sistemlerinin birbirleri ile aynı ve diğer yöntemlere göre daha düşük değerler gösterdiği rapor edilmiştir (Mitropoulos ve diğerleri, 2010). Çalışmanın sonuçları araştırmamızın sonuçları ile tam bir uyum içerisinde.

Oklüzal çürük derinliğinin 21 çekilmiş insan molar diş kullanılarak beş farklı görüntüleme yöntemi ile değerlendirildiği bir çalışmada 2 KIBT, MBT, konvansiyonel radyografi ve CCD sistemler kullanılmıştır. KIBT cihazları Iluma (3M Imtec, Oklahama, USA) ve 3D Accuitomo 170 (3D Accuitomo; J Morita MFG, Corp, Kyoto,

Japan), E/F film ile CCD (Trophy, Marne la vale, France) cihazları ile oklüzal çürük görüntüleri alınmıştır. Alınan görüntüler deneyimli üç oral radyolog tarafından değerlendirilmiştir. Değerlendirmelerin sonunda en düşük değerlerin CCD ve konvansiyonel radyografide izlendiği, her iki KIBT cihazının daha iyi sonuçlar verdiği ve kendi aralarında herhangi bir fark olmadığı ve mbt'nin kullanılan yöntemler arasında oklüzal çürük derinliğini ölçme bakımından en iyi görüntüleme olduğu bildirilmiş (Kamburoğlu ve diğerleri, 2010) olup araştırmamızın sonuçları benzerlik göstermektedir.

Çekilmiş süt dişlerinin ara yüzlerinde çürük derinliği açısından mikro bilgisayarlı tomografi etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada ICDAS II gözle muayene kriterleri, bitewing radyografi ve altın standart olarak histolojik inceleme kullanılmıştır. MBT'nin histolojik inceleme ile çok yüksek uyum gösterdiği, çalışmada kullanılan diğer çürük tespit yöntemlerinden teşhis etkinliğinde olarak hem mine hem dentin çürüğü seviyesinde daha iyi olduğu ve süt dişlerinin ara yüz çürüğü tespitinde altın standart olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Soviero ve diğerleri, 2012). Çalışmamızın sonuçları bu bulgular ile paralel doğrultadır.

Yapılan literatür incelenmesinde çürük tespit ve teşhis yöntemlerinin hassasiyet ve kararlılıklarının istatistiksel değerlendirilmesinde ROC istatistik analiz yönteminin kullanıldığı görülmüştür (Abesi ve diğerleri, 2012; Braga ve diğerleri, 2009; Kayıpmaz ve diğerleri, 2010; Zaroni ve diğerleri, 2006). Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız tüm yöntemlerin hassasiyet ve kararlılıklarının istatistiksel değerlendirilmesinde aynı analiz yöntemi kullanılmıştır. Çalışmamızda en yüksek hassasiyet ve kararlılık MBT'de bulunmuştur. Bunu KIBT su, Diagnodent, ICDAS II gözle muayene kriterleri ve KIBTT balistik jelin hassasiyet ve kararlılık bulguları izlemiştir. Bütün bu yöntemlerin ara yüz çürük tespit ve teşhisinde yeterli hassasiyet ve kararlılıkta olduğu izlenirken Digora SPP, Planmeca CCD ve Vistascan SPP dijital radyografi sistemlerinin hassasiyet ve kararlılıkları birbirine yakın ve ara yüz çürük tespit ve teşhisinde yeterli hassasiyet ve kararlılıkta olmadığı görülmüştür.

Aktan ve diğerlerinin 2011 yılında yaptıkları bir çalışmada Diagnodent cihazının çürük teşhisinde yüksek hassasiyet ve kararlılık gösterdiği bildirilmiş olup çalışmamızın sonuçları ile uyumaktadır.

Abesi ve diğerlerinin 2012 yılında yaptıkları çalışmada ara yüz çürük ve teşhisinde CCD Dixi3 (Planmeca) ve SPP Digora (Soredex) sistemlerinin hassasiyet ve kararlılıklarının değerlendirildiği çalışmalarında her iki sisteminde altın standart yöntem olan histolojik incelemeye göre hassasiyet ve kararlılıklarının düşük bulunduğunu bildirilmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçları ile örtüşmektedir.

Oklüzal ve ara yüz çürük derinliğinin belirlenmesinde konvansiyonel radyografi (E-speed film), SPP (Digora) ve KIBT 'nin (Kodak) hassasiyet ve kararlılıklarının karşılaştırıldığı in vitro bir çalışmada yetmiş iki adet kaviteye gösteren ve kaviteye göstermeyen çekilmiş arka grup dişler iki gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. KIBT SPP ve konvansiyonel yöntemle göre hassasiyet ve kararlılık bakımından daha anlamlı değerler verdiği bildirilmiştir. (Kayıpmaz ve diğerleri, 2010). Araştırma sonuçları çalışmamızın sonuçları ile uyumludur.

Zaroni ve diğerlerinin 2006 yılında oklüzal çürük tespit ve teşhisi açısından gözle muayene, Diagnodent ve radyolojik tekniği karşılaştırdıkları çalışmalarında en yüksek hassasiyet ve kararlılığın Diagnodent sonra gözle muayenede bulunduğu bildirilmiştir. Çalışmamızın değerlendirme sonuçları da bu doğrultudadır.

Ekstrand ve diğerlerinin 2011 yılında ara yüz çürük teşhisinde radyografik inceleme ve ICDAS II gözle muayene kriterlerini karşılaştırdıkları çalışmada ICDAS II gözle muayene kriterlerinin hassasiyet ve kararlılığının radyografiden daha yüksek bulunduğu bildirilmiştir. Araştırma sonuçları çalışmamızın sonuçları ile örtüşmektedir.

Braga ve diğerlerinin 2009 yılında yaptıkları ara yüz çürük teşhisinde in vitro ortamda ICDAS II gözle muayene kriterleri, radyolojik değerlendirme ve Diagnodent'in karşılaştırdıkları çalışmalarında çekilmiş insan daimi dişleri kullanılmış, dişler inceleme sürecine kadar -20°C'de bekletilmiştir. ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent'in hassasiyet ve kararlılıkları radyografiden daha yüksek bulduklarını bildirmişlerdir. Çalışmamızın değerlendirme sonuçları da çalışmanın sonuçları ile uyumludur.

Mitropoulos ve diğerlerinin 2010 yılında ara yüz çürük teşhisinde in vitro ortamda MBT, ICDAS II ve dijital radyografiyi karşılaştırdıkları çalışmalarında en yüksek hassasiyet ve kararlılığın MBT'de bulunduğu rapor edilmiştir. Çalışmamızın sonuçları ile uyumlu bulgular bu çalışmada da izlenmiştir.

Çekilmiş süt dişlerinin ara yüzlerinde çürük derinliği açısından mikro bilgisayarlı tomografi etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada ICDAS II gözle muayene kriterleri, bitewing radyografi ve altın standart olarak histolojik inceleme kullanılmıştır. MBT'nin histolojik inceleme ile çok yüksek uyum gösterdiği, çalışmada kullanılan diğer çürük tespit yöntemlerinden hassasiyet ve kesinlik olarak hem mine hem dentin çürüğü seviyesinde daha iyi olduğu bildirilmiştir. (Soviero ve diğerleri, 2012). Çalışmamızın sonuçları bu bulgular ile tam uyum içindedir.

Huang ve diğerlerinin 2007 yılında yaptıkları çalışmada opak mine lezyonları MBT ile incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda kavitasyon göstermeyen küçük opak mine lezyonlarındaki minimal düzeydeki mineral kaybını göstermede yüksek hassasiyet ve kararlılığa sahip olduğu rapor edilmiş olup araştırma sonuçlarımız ile örtüşmektedir.

Çalışmamızın sonucunda ICDAS II gözle muayene kriterleri ve Diagnodent erken dönem ara yüz çürük lezyonlarının teşhisinde kabul edilebilir bir etkinlik göstermesine rağmen yine de her iki yöntem içinde çalışma şartlarımızın in vitro oluşu dolayısıyla incelenen ara diş yüzeyinin hem görünür hem de kolay erişilebilir oluşunun yani ortamda teşhisi olumsuz yönde etkileyebilecek debris, plak, tükürük ve incelenen bölgeye erişimi engelleyebilecek komşu diş bulunmayışının elde edilen yüksek sonuçlarda etkili olabileceğini düşünmekteyiz. Dolayısıyla özellikle bu iki yöntemle elde ettiğimiz sonuçların klinik şartlarda da değerlendirilmesi çalışmamızın ileriki aşamalarını oluşturacaktır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- 1- Dijital radyografi sistemleri ile farklı kVplerde elde edilen görüntülerde kVP miktarının azalmasının veya artmasının çürük tespit etkinliğini değiştirmediği görüldü.
- 2- Işınlama zamanının çürük tespitini dijital radyografi sistemlerinde etkilemediği izlendi. Bu nedenle kullanılan dijital radyografi sistemlerin elverdiği ölçüde ışınlama sürelerinin kısaltılması daha az radyasyon ile çürük tespit imkanı anlamına gelmektedir.
- 3- Araştırmada kullanılan dijital görüntü yöntemlerinin tümünün çürük tespit ve derinliği belirleme etkinlikleri birbiri ile çok yakın bulunmasına rağmen çalışmada kullanılan çürük tespit ve derinlik skorlamalarındaki sayısal başarıya göre sıralandığında Planmeca CCD sistemi ile en çok, Digora SPP sistemini ile orta sırada ve Vistascan SPP sistemi ile en az sayıda veri elde edilmiştir. Elde edilen görüntüler üzerinde sistemlerin imkân verdiği herhangi bir imaj geliştirici modifikasyon kullanılmaması gözlemciler arası yüksek uyumu ve bu farklı dijital görüntüleme yöntemlerini daha iyi karşılaştırma imkanı sağlamaktadır.
- 4- İki farklı yumuşak doku simülatörü kullanılan KIBT taramalarında elde edilen sonuçlara göre simülatör olarak balistik jelin kullanılması ile su kullanılması arasında fark elde edilememiştir. Çürük tespit ve derinliğinin belirlenmesinde uygulaması zor olan balistik jel vb yöntemler yerine simülatör olarak su kullanılması yeterli olacaktır.
- 5- Çalışmada elde edilen sonuçlara göre KIBT, MBT, Diagnodent ve ICDAS II gözle muayene kriterlerinin erken dönemde ara yüz çürük tespit ve çürük derinliğinin belirlenmesindeki etkinlikleri oldukça iyi ve yeterli bulunmuştur. KIBT ve MBT nin erken dönem çürük teşhisi için klinik kullanımlarının geçerliliği şimdilik tartışmalı olsa da bilimsel çalışmalarda histolojik altın standartlara eř değer olabileceği görüldü.
- 6- Araştırma sonucunda dijital görüntüleme yöntemlerinin beyaz nokta lezyonları gibi erken dönemdeki ara yüz çürüklerinin tespit ve çürük derinliğinin belirlenmesinde tek

başlarına etkinlikleri yetersiz bulunduğundan Diagnodent ve ICDAS II gözle muayene kriterleriyle birlikte kullanılması daha uygun olacaktır.

7- Araştırma sonuçlarımız ICDAS II gözle muayene kriterlerinin ve Diagnodent'in erken dönem ara yüz çürük lezyonlarının teşhisinde kabul edilebilir bir etkinliğe sahip olduğunu ortaya koymuştur.

7. KAYNAKLAR

- Abesi, F., Mirshekar, A., Moudi, E. ve Seyedahmedi, M. (2012). Diagnostic accuracy of digital and conventional radiography in the detection of non-cavitated approximal dental caries. *Iran Journal of Radiology*, 9, 17-21.
- Abreu, M. Jr, Mol, A. ve Ludlow, J.B. (2001). Performance of RVGui sensor and Kodak Ektaspeed Plus film for proximal caries detection. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 91, 381-385.
- Aidara, A.W., Pitts, N., Markowska, N. ve Bourgeois, D. (2011). Quality of data gathered with International Caries Detection and Assessment System (ICDAS) assessment and dentists' perceptions of completion of dental records. *International Dental Journal*, 61, 314-320.
- Akarşlan, Z., Uzun, Ö., Tazegül, S., Topuz, Ö., ve diğerleri (2006). Ara yüz çürüklerinin teşhisinde ultraspeed, extraspeed plus, insight filmler, radyovizyografi, operasyon mikroskobu ve gözle muayene etkinliklerinin karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Dergisi*, 238, 5-9.
- Akdeniz, B.G., Gröndahl, H.G. ve Magnusson, B. (2006). Accuracy of Proximal Caries Depth Measurements: Comparison between Limited Cone Beam Computed Tomography, Storage Phosphor and Film Radiography. *Caries Research*, 40, 202-207.
- Amaechi, B.T. (2009). Emerging technologies for diagnosis of dental caries: The road so far. *Journal of Applied Physics*, 105, 10, 20-47.
- Arai, Y., Tammisalo, E., Iwai, K., Hashimoto, K. ve Shinoda, K. (1999). Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology*, 28, 245-248.
- Aya, Y., Mika, O.Y., Tsukaso, S., Yoshihiko, H., Takamichi, O., Koji, T. ve diğerleri. (2006). Cone- beam CT (CB Throne®) Applied to Dentomaxillofacial Region, *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 47(3), 133-141.
- Baelum, V., Heidmann, J. ve Nyvad, B. (2006). Dental caries paradigms in diagnosis and diagnostic research. *European Journal of Oral Science*, 114, 263-277.
- Barbat, J. (2001). Digital Radiography. *Australian Endodontic Journal*, 27, 62-65.

- Bjelkhagen, H. ve Sundström, F. (1981). A clinically applicable laser luminescence method for the early detection of dental caries. *IEEE J Quantum Electron*, 17, 266-268.
- Booshehry, Z., Fasihinia M., Khalesi, H. ve Gholami, L.M. (2011). Dental Caries Diagnostic Methods. *DJH*, 2 (1).
- Borahan,O., Dumlu, A. ve Pekiner, F. (2012). Diş hekimliğinde yeni bir çağın başlangıcı: DVT http://www.ido.org.tr/lib_yayin/197.pdf.
- Braga, M.M., Morais, C. C., Nakama, R.C.S., Leamari, V.M. ve diğerleri (2009). In vitro performance of methods approximal caries detection in primary molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 108, 35-41.
- Caldas, M., Ramos-Perez, M., Almeida, M. ve Haiter-Neto, F. (2009). Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *Journal of Applied Oral Science*, 18, 264-267.
- Caronin, D.S. ve Falzon, C. (2009). Dynamic characterization and simulation of ballistic gellatin. <http://sem-proceedings.com/09s/sem.org-SEM-2009-Ann-Conf-s038p04-Dynamic-Characterization-Simulation-Ballistic-Gelatin.pdf>.
- Casto, V.M., Katz, J.O. Hardman, P.K., Glaros, A.G. ve diğerleri (2007). İn vitro comparison of conventional film and direct digital imaging in the detection of approximal caries. *Dentomaxillofacial Radiology* 36, 138-142.
- Celiberti, P., Leamari, V.M., Imparato, J.C.P., Braga, M.M. ve Mendes, F.M. (2010). In vitro ability of a laser fluorescence device in quantifying approximal caries lesions in primary molars. *Journal of Dentistry*, 38, 666-670.
- Chu, C.H., Chung, B.T.O. ve Lo, E.C.M. (2008). Caries assessment by clinical examination with or without radiographs of young Chinese. *International Dental Journal*, 58, 265-268.
- Cochrane, N.J., Anderson, P., Davis, G.R., Adams, G.G., Stacey, M.A. ve Reynolds, E.C. (2011). An X-ray Microtomographic Study of Natural White-spot Enamel Lesions. *Journal of Dental Research*, 91, 185-191.
- Çakur, B. (2010). Diş çürüğü teşhisinde radyografik etkenler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 20, 119-122.
- Çalışkan Yanıkoğlu, F., Ozturk, F., Hayran, O., Analoui, M. ve Stookey, G.K. (2000). Detection of natural white spot lesions by an ultrasonic system. *Caries Research*, 34, 225-232.

- Danford, R.A., Dus, I. ve Mah J. (2003). 3-D Volume Imaging for Dentistry: A New Dimension. *California Dental Association Journal*, 31, 817-823
- de Amorim, R.G., Figueiredo, M.J., Leal, S.C., Mulder, J. ve Frencken, J.E. (2012). Caries experience in a child population in a deprived area of Brazil, using ICDAS II. *Clinical Oral Investigation*, 16, 513-520.
- Demirtola, N. , Solak, H. ve Gökay, O. (1987). Üç muayene metodunun birbiri ile kıyaslanması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 14, 279-282.
- Demirtola, N. ve Solak, H. (1988). Diş hekimliğinde transilluminasyon. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15, 1.
- Dove, B.S. (2001). Radiographic Diagnosis of Dental Caries. *Journal of Dental Education*, 65, 985-90
- Ekstrand, K.R., Luna, L.E., Promisiero, L., Cortes, A., Cuevas, S., Reyes, J.F. ve diğerleri (2010). The Reliability and Accuracy of Two Methods for Proximal Caries Detection and Depth on Directly Visible Proximal Surfaces: An in vitro Study. *Caries Research*, 45, 93-99.
- Farah, R.A. Swain, M.V., Drummond, B.K., Cook, R. ve Atieh, M. (2010). Mineral density of hypomineralised enamel. *Journal of Dentistry*, 38, 50-58.
- Farahani, R.M., Nguyen, K., Simonian, M., ve Hunter, N. (2010). Adaptive Calcified Matrix Response of Dental Pulp to Bacterial Invasion Is Associated with Establishment of a Network of Glial Fibrillary Acidic Protein/Glutamine Synthetase Cells. *The American Journal of Pathology*, 177, 1901-1914
- Farman, A.G. ve Farman, T.T. (2005). A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 99, 485-489.
- Ferreira Zandoná, A., Santiago, E., Eckert, G., Fontana, M., Ando, M. ve Zero, D.T. (2010). Use of ICDAS combined with quantitative light-induced fluorescence as a caries detection method. *Caries Research*, 44, 317-322.
- Fusayama, T. (1997). The process and results of revolution in dental caries treatment. *International Dental Journal*, 47, 157-166.
- Gaiser, S., Deyhle, H., Bunk, O., White, S.N. ve Muller, B. (2011). Understanding Nano-Anatomy of Healthy and Carious Human Teeth: a Prerequisite for Nanodentistry. *Biointerphases*, 7, 1-4.

- Goldman, L.W. (2007). Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35, 115-128.
- Hall, A. ve Girkin, J.M. (2004). A review of potential new diagnostic modalities for caries lesions. *Journal of Dental Research*, 83, 89-94.
- 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. *Dentomaxillofacial Radiology*, 31, 44-49.
- Housefield, G.N. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography). *British Journal of Radiology*, 46, 1016-1022.
- Huang, T.T.Y., Jones, A.S., He, L.H., Darendeliler, M.A. ve Swain, M.V. (2007). Characterisation of enamel white spot lesions using X-ray micro-tomography. *Journal of Dentistry*, 35, 737-743.
- Huth, K.C., Lussi, A., Gyax, M., Thum, M. ve diğerleri (2010). In vivo preformance of a laser device fort he approximal detection of caries in permanent molars. *Journal of Dentistry*, 38, 1019-1026.
- Huth, K.C., Neuhaus, K.W., Gyax, M., Bücher, K., Crispin, A., Paschos, E., ve diğerleri. (2008). Clinical performance of a new laser fluorecence device for detection of occlusal caries lesions in permanent molars. *Journal of Dentistry*, 36, 1033-1040.
- Iijima, Y. ve Koulourides, T. (1988). Mineral density and fluoride content of in vitro remineralized lesions. *Journal of Dental Research*, 67, 577-581.
- International Organization For Standardization (2003). Dental Materails Guidance On Testing of adhesion to tooh structure. *ISO TR*, 11405.
- Ismail, A.I, Hasson, H. ve Sohn, W. (2001). Dental caries in the second millennium. *Journal of Dental Education*, 65, 953-959.
- Ismail, A.I. (2004). Visual and Visuo-tactile Detection of Dental Caries. *Journal of Dental Research*, 83, 56-66.
- Ismail, A.I., Sohn, W., Tellez, M., Amaya, A., Sen, A., Hasson, H. ve diğerleri. (2007). The International Caries Detection and Assessment System (ICDAS): an integrated system for measuring dental caries. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 35, 170-178.
- Ismail, A.I. (1997). Clinical diagnosis of precavitated carious lesions. *Community Dentistry and Oral Fpidemiology*, 25, 13-23.

- Jablonski, A., Ricketts, D., Rolfsen, S., Stoll, R. ve diğerleri (2011). Performance of laser fluorescence at tooth surface and histological section. *Lasers Medical Science*, 26, 171-178.
- Jacobsen, J.H., Hansen, B., Wenzel, A. ve Hintze, H. (2004). Relationship between histological and radiographic caries lesion depth measured in images from four digital radiography systems. *Caries Research*, 38, 34-38.
- Jussila, J. (2004). Preparing ballistic gelatine-review and proposal for a standard method. *Forensic Science International*, 141, 91-98.
- Kalathingal, S.M., Mol, A., Tyndall, D.A. ve Caplan, D.J. (2007). In vitro assessment of cone beam local computed tomography for proximal caries detection. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 104, 699-704.
- Kamburoglu, K., Murat, S., Pehlivan Yüksel, S., Cebeci, A.R.İ. ve Paksoy, C.S. (2010). Occlusal caries detection by using a cone-beam CT with different voxel resolutions and a digital intraoral sensor. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 109, 63-69.
- Kavvadia, K., Lagouvardos, P. ve Apostolopoulou, D. (2011). Combined validity of DIAGNOdent™ and visual examination for in vitro detection of occlusal caries in primary molars. *Lasers Medical Science*. 27, 313-319.
- Kayipmaz, S., Sezgin, Ö.S., Saricaoglu, S.T. ve Can, G. (2011). An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. *European Journal of Radiology*, 80, 478-482.
- Kidd, E.A.M. (2004). Essentials of dental caries: The disease and its management. London: Oxford University Press.
- Kielbassa, A. M., Paris, S., Lussi, A. ve Meyer-Lueckel, H. (2006). Evaluation of cavitations in proximal caries lesions at various magnification levels in vitro. *Journal of Dentistry*, 34, 817-822.
- Kitagawa, H., Scheetz, J.P. ve Farman, A.G. (2003). Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charge-coupled device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dentomaxillofacial Radiology*, 32, 408-411.
- Landis, E.N. ve Keane, D.T. (2010). X-ray microtomography. *Material Characterization*, 61, 1305-1316.

- Lee, Y.L., Liu, J., Clarkson, B.H., Lin, C.P., Godovikova, V. ve Ritchie, H.H. (2006). Dentin-pulp complex responses to carious lesions. *Caries Research*, 40, 256-264.
- Li, G., Qu, X.M., Chen, Y., Zhang, J., Zhang, Z.Y. ve diğerleri (2009). Diagnostic accuracy of proximal caries by digital radiographs: an in vivo and in vitro comparative study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 109, 463-467.
- Li, G., Sanderink, G.C.H., Berkhout, W.E. R., Syriopoulos, K. ve diğerleri (2007). Detection accuracy of proximal caries in vitro using altın standart and task-specific enhanced images from a storage phosphor plate system. *Caries Research*, 41, 231-234.
- Ludlow, J.B., Davies- Ludlow, L.E. ve Brooks, S.L. (2003). Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology*, 32, 229-234.
- Lussi, A., Hibst, R. ve Paulus, R. (2004). DIAGNOdent: An optical method for caries detection. *Journal of Dental Reserach*, 83, 80-83.
- Lussi, A., Megert, B., Longbottom, C., Reich, E. ve Francescut, P. (2001). Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. *European Journal of Oral Science*, 109, 14-19.
- Lynch, R.J. ve Ten Cate, J.M. (2006). The effect of lesion characteristics at baseline on subsequent de- and remineralisation behaviour. *Caries Research*, 40, 530-535.
- Lynch, R.J., Mony, U. ve Ten Cate, J.M. (2006). The effect of fluoride at plaque fluid concentrations on enamel de- and remineralisation at low pH. *Caries Research*, 40, 522-529.
- Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, 23, 539-548.
- ManualforBruker-microCTCT-Analyserv.1.13,(2013).
http://www.skyscan.be/next/CTan_UserManual.pdf.

- Mensinkai, P.K., Ccahuana-Vasquez, R.A., Chedjieu, I., Amaechi, B.T., Mackey A.C., Walker, T.J. ve diğerleri. (2012). In situ remineralization of white-spot enamel lesions by 500 and 1,100 ppm F dentifrices. *Clinical Oral Investigation*, 16, 1007-1014.
- Mitropoulos, P., Rahiotis, C., Stamatakis, H. ve Kakaboura, A. (2010). Diagnostic performance of the visual caries classification system ICDAS II versus radiography and micro-computed tomography for proximal caries detection: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 38, 859-867.
- Neto, F. H., Pontual, A., Frydenberg, M. ve Wenzel, A. (2008). Detection of non-cavitated caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters, An ex vivo study in human teeth. *Clinical Oral Investigation*, 12, 217-223.
- Neuhaus, K.W., Rodrigues, J.A., Seemann, R. ve Lussi, A. (2012). Detection of proximal secondary caries at cervical class II-amalgam restoration margins in vitro. *Journal of Dentistry*, 40, 493-499.
- Neves, A., Coutinho, E., Cardoso, M.V., Jaecques, S.V. ve Van Meerbeek, B. (2009). Micro-CT based quantitative evaluation of caries excavation. *Dental Materials* 26, 579-588.
- Nicholas, N.C. ve Welsch, J.R. (2004). Ballistic gelatin.
http://nldt2.arl.psu.edu/documents/ballistic_gelatin_report.pdf.
- Nuclear radiation protection (2009).
http://ec.europa.eu/energy/Nuclear/Radiationprotection/consultations/doc/rp91_update_2009_draft_for/colsultation.pdf.
- Palomo, J.M., How Kau, C., Bahl, L. ve Hans, M.G. (2006). Three dimensional cone beam computerized tomography in dentistry. *Dentistry Today*, 25, 11, 130-135.
- Pasler, F. A. ve Visser, H. (2009). Ü. Aydın (Çev.). Diş Hekimliği radyolojisi. Ankara: Atlas Kitapçılık.
- Petersen, P.E. (2005). Sociobehavioural risk factors in dental caries - international perspectives. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 33, 274-279.
- Petersen, P.E. ve Lennon, M.A. (2004). Effective use of fluorides for the prevention of dental caries in the 21st century: the WHO approach. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 32, 319-321.
- Pitts, N. (2011). Preventive and minimal intervention dentistry in the undergraduate curriculum. *Journal of Dentistry*, 39, 41-48.

- Pitts, N. B., Ismail, A.I., Longbottom ve Ekstrand, K.R. (2009). Appendix Criteria Manual International Caries Detection and Assessment System (ICDAS II) Revised in December and July Bogota, Colombia and Budapest, Hungary. <http://www.icdas.org/>
- Pitts, N.B. (1997). Diagnostic tools and measurements - impact on appropriate care. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 25, 24-35.
- Pretty, I.A. (2006). Caries detection and diagnosis: Novel Technologies. *Journal of Dentistry* 34, 727-739.
- Qu, X., Li, G., Zhang Z. ve Ma, X. (2010). Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *European Journal Radiology* 79, 24-27.
- Qu, X., Li, G., Zhang, Z. ve Ma, X. (2011). Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *European Journal of Radiology*, 79, 24-27.
- Rathore, S., Tyndall, D., Wright, T. ve Everett, E. (2008). Comparison of micro-ct and histology in dental caries diagnosis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 105, 58-59.
- Ritman, E.L. (2004). Micro-computed tomography-current status and developments. *Annual Review Biomedical Engineering*, 6, 185-208.
- Rodrigues, J.A., Hug, I., Diniz, M.B. ve Lussi, A. (2008). Performance of fluorescence methods, radiographic examinations and ICDAS II on occlusal surfaces in vitro. *Caries Research*, 42, 297-304.
- Scarfe, W.C., Farman, A.G. ve Sukovic P. (2006) Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *Journal of Canadian Dental Association*, 72, 75-80.
- Schulte, A.G., Wittchen, A., Stachniss, V., Jacquet, W. ve diğerleri (2008). Approximal caries diagnosis after data import from different digital radiography systems: interobserver agreement and comparison to histological hard-tissue sections. *Caries Research*, 42, 57-61.
- Schwass, D.R., Swain, M.V., Purton, D.G. ve Leichter,, J.W. (2009). A System of Calibrating Microtomography for Use in Caries Research. *Caries Research*, 43, 314-321.
- Selwitz, R.H., Ismail, A.I. ve Pitts, N.B. (2007). Dental caries. *Lancet*, 6, 369(9555), 51-59.

- Shi, X. ve Li, G. (2009). Detection accuracy of aproximal caries by black and white-color coded digital radiographs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 107, 433-436.
- Shi, X., Traneus, S. ve Angmar-Mansson, B. (2001). Validation of diagnodent for quantification of smooth-surface caries: An in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 59, 74-78.
- Shoaib, L., Deery, C., Ricketts, D.N.J. ve Nugent, Z. J. (2009). Validity and reproducibility of ICDAS II in primary teeth. *Caries Research*, 43, 442-448.
- 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. *Clinical Oral Investigation*, 15, 901-907.
- Souza-Zaroni, W.C., Ciccone, J.C., Souza-Gabriel, A.E., Ramos, R.P. ve diğerleri (2006). Validity and reproducibility of different combinations of methods for occlusal caries detection: an in vitro comparison. *Caries Research*, 40, 194-201.
- Soviero, V.M., Leal, S.C., Silva, R.C. ve Azevedo, R.B. (2012). Validity of MicroCT for in vitro detection of proximal carious lesions in primary molars. *Journal of Dentistry*, 40, 35-40.
- Sun, J. ve Gibson, S. L. (2008). X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dental Materials*, 24, 228-234.
- Svanaes, D. B., Moystad, A. ve Larheim, T. A. (2000). Approximal caries depth assessment with storage phosphor versus film radiography. *Caries Reserach*, 34, 448-453.
- Syriopoulos K., Sanderink, G.C.H, Velders, X.L. ve van der Stelt, PF (2000). Radiographic detection of aproximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofacial Radiology*, 29, 312-318.
- Şener, S., Şengün, A.,Yeşilova, E., Akgünlü, F. ve Ülker, M. (2009). Gizli Okluzal Çürük Teşhisi: Geleneksel Teşhis Metotlarının Güvenilirliği. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 242-246.
- Tagtekin, D.A., Ozyoney G., Baseren, M., Ando, M., Hayran, O., Alpar,R., ve diğerleri (2008). Caries detection with DIAGNOdent and ultrasound. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology an Endodontics*, 106, 729-735.

- Tantradi P., Sreenivasan V. ve Kadaganche, H. (2010). Role of bitewing in enhancing the assessment of DMFS index in a group of Indian adolescents. *Indian Journal of Dental Research*, 21, 266-269.
- Ten Cate, J.M. (2006). Biofilms, a new approach to the microbiology of dental plaque. *Odontology*, 94, 1-9.
- Ten Cate, J.M. (2008). Remineralization of deep enamel dentine caries lesions. *Australian Dental Journal*, 53, 281-285.
- Torman Alkurt, M., Peker, İ., Bala O., ve Altunkaynak B. (2007). In vitro comparison of four different dental x-ray films and direct digital radiography for proximal caries detection. *Operative Dentistry*, 32, 504-509.
- Tsuchida R., Araki, K., Okano, T. (2007). Evaluation of a limited cone-beam volumetric imaging system: comparison with film radiography in detecting incipient proximal caries. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 104, 412-416.
- Ulusu, T., Bodur, H. ve Odabaş, M.E. (2010). In vitro comparison of digital and conventional bitewing radiographs for the detection of approximal caries in primary teeth exposed and viewed by a new wireless handheld unit. *Dentomaxillofacial Radiology*, 39, 91-94.
- Valera, F.B., Fernandes, T.M.F., de Souza R.E., Valera, R.C. ve Mondelli, J. (2005). Morphometric analysis of the occlusal surface: the influence on the prevalence of carious lesions. *Salusvita, Bauru*, 24, 301-308.
- Van Daatselaar, A.N., Tyndall, D.A., Verheij, H. ve vander Stelt, P.F. (2004). Minimum number of basis projections for caries detection with local CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33, 355-360.
- Wefel, J. S. ve Donly, K. J. (1999). K. Holland (Ed). *Cariology*. Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- Wenzel, A. (1998). Digital radiography and caries diagnosis. *Dentomaxillofacial Radiology*, 27, 3-11.
- Wenzel, A., Haiter-Neto, F. ve Gotfredsen, E. (2007). Risk factors for a false positive test outcome in diagnosis of caries in approximal surfaces: impact of radiographic modality and observer characteristics. *Caries Research*, 41, 170-176.
- White J.M. ve Eakle, W.S. (2000). Rationale and treatment approach in minimally invasive dentistry. *The Journal of American Dental Association*, 131, 13-19.

- Willi A Kalender. (2006) X-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.* 51, 29-43.
- Willmott, N.S., Wong, F.S.L. ve Davis, G.R. (2007). An X-ray microtomography study on the mineral concentration of carious dentine removed during cavity preparation in deciduous molars. *Caries Research*, 41, 129-134.
- Xingmin, Q., Gang, L., Zuyan Z., Xuchen, Ma. (2011). Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *European Journal of Radiology*, 79, 24-27.
- Yeler, Y., Taşveren, S. ve Kaynar, O. (2006). Diş Hekimliğinde dijital görüntüleme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Supp 1, 1-6.
- Young, D. A. ve Featherstone, J. D. B. (2005). Digital imaging fiber-optic transillumination, F-speed film and depth of approximal lesions. *Journal of American Dental Association*, 136, 1682-1687.
- Zeiger, D. N., Sun, J., Schumacher, G. E. ve Gibson, S. L. (2009). Evaluation of dental composite shrinkage and leakage in extracted teeth using X-ray microcomputed tomography. *Dental Materials* 25, 1213-1220.
- Zhang, Z., Qu, X., Li, G., Zhang Z. ve Ma, X. (2011). The detection accuracies for proximal caries by cone-beam computerized tomography, film, and phosphor plates. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 111, 103-108.
- Zheng, L., Hilton, J.F., Habelitz, S., Marshall, S.J. ve Marshall, G.W. (2003). Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *European Journal of Oral Science*, 111, 243-252.

YAYINLAR

A-Ulusal dergilerde yayınlanan makaleler:

- 1- Can-Karabulut, D.C., Kalender A., Er F., Karabulut B. (2010). Çürük Teşhis ve Temizlemede Yeni Yöntemler. Dişhekimliği Dergisi, 91, 40-43. (in Turkish)
- 2- Kalender, A., Can-Karabulut, D.C., Er, F., Cengiz, E. (2010). Restoratif Diş Hekimliğinde Ozon Terapisi. Dişhekimliği Dergisi, 96, 64-69. (in Turkish)

B- Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings) basılan bildiriler:

- 1- Er F., Orhan K., Solak H., Kalender A. (2011). CBCT versus three digital image receptors on detection of proximal caries. (Poster). Conseuro 2011. İstanbul (Türkiye)
- 2- Er F., Orhan K., Solak H., Çelik H., Tatar İ. In vitro comparison of Micro CT, histological examination and ICDAS II for proximal caries detection. (Poster). Conseuro 2011. İstanbul (Türkiye)
- 3- Er F., Orhan K., Solak H. Effect of tube potential and digital radiography receptors on detection of proximal caries. (Poster). Conseuro 2011. İstanbul (Türkiye)
- 4- Can-Karabulut, D.C., Solak, H., Orhan, K., Aksoy, S., Basmacı, F., Cengiz, E., Aksoy, U., Er, F., Karabulut, B. (September 2010). Prevalence of dental development anomalies in a Cypriote adult population in Northern Cyprus. [Poster]. FDI Annual World Dental Congress, Salvador Da Bahia

C-Ulusal hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

- 1- Can-Karabulut, D.C., Er, F., Orhan, K., Solak, H., Karabulut, B., Aksoy, S., Cengiz, E., Basmacı, F., Aksoy, U. (2011). Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyetindeki Yetişkin Popülasyonda Diş Gelişim Bozukluklarının Yaygınlığı. Gülhane Tıp Dergisi, 53(3), 154-161.
- 2- Can-Karabulut, D.C., Er, F., Orhan, K., Solak, H., Karabulut, B., Aksoy, S., Cengiz, E., Basmacı, F., Aksoy, U. (2011). Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyetindeki

yetişkin popülasyonda dişlerde görülen gelişimsel şekil ve boyut anomalilerinin yaygınlığı. Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 20(1), 40-50.

D- SCI index yabancı dergilerde yayınlanan yayınlar

1- Atakan Kalender, Kaan Orhan, Umut Aksoy, Fatma Basmacı, Faruk Er, Aslıhan Alankus. Influence of the Quality of Endodontic Treatment and Coronal Restorations on the Prevalence of Apical Periodontitis in a Turkish Cypriot Population. Med Princ Pract 2013, 22, 173-177

2- ER Faruk, DEVECİ E, Kalkanlı S, DEVECİ B. The effects of nicotine on the incisive teeth and expression of vimentin in rats. Int. J. Morphol (2013-yayın kabul yazısı geldi).