

54961

T.C.
Ege Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

**ARAYÜZ ÇÜRÜKLERİNİN
RADYOGRAFİK OLARAK SAPTANMASINDA
GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ETKİSİ**

Oral Diagnoz ve Radyoloji Programı

DOKTORA TEZİ

Dişhekimisi: Nesrin ERGÜL
Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Taner OKŞAN

İzmir-1996

ÖNSÖZ

Modern dişhekimliği biliminde, etiyojisiyle günümüze kadar uğraşılan tek patolojik kondüsyonun çürük olduğu hepimizce bilinmektedir. Diş çürüğü dişhekimlerinin yalnız etiyojisiyle değil, erken ve doğru tanı kavramlarıyla da elan uğraşı verdikleri konular içerisinde yer almaktadır. Klinik gözlemlerin yeterli olmadığı durumlarda radyografiye başvuran dişhekimleri, yine de en karmaşık durum olan arayüz çürüklerinin tanısında, bilinen sıkıntıları yaşamaktadırlar. Arayüz çürüklerinin ortaya çıkarılması ile ilgili tekniklerin sürekli gelişim göstermesine karşın, günümüzde beklenen başarıya ulaşamamış olması, araştırmacıları daha başka faktörlerin radyodiyagnostik tanı üzerindeki pozitif etkilerini arttırmaya dönük çalışmalara yönlendirmiştir. Biz de bu çalışmamızda arayüz çürüklerinin farklı yöntemlerle radyografik olarak saptanmasında, araştırmacılarca ileri sürülen, tanıyı etkileyen en önemli faktörlerden biri olan görüntü kalitesinin rolünü irdelemeyi hedefledik.

Doktora konumuzun saptanmasından başlayarak, bu konudaki yurtdışı çalışmalarım için beni yönlendiren, destekleyen, rehberliğini ve yardımlarını her an yanımda hissettiğim doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Taner OKŞAN'dan içten teşekkürlerimi kabul etmesini diliyorum. Yine, sıklıkla fikirlerine başvurduğum hocam Prof. Dr. Sayın Günnur LOMÇALI'ya yardımlarından dolayı teşekkür ediyorum.

Ayrıca, yurtdışında kaldığım süre içerisinde danışmanlık görevi üstlenen, bana üniversitesinin ve bölümünün her türlü olanaklarını sunan, Kanada, British Columbia Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi, Oral Radyoloji Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Sayın Colin PRICE'a şükranlarımı sunuyorum.

Yine kesitlerin alınmasında, bölümünün olanaklarını esirgemeyen Oral Patoloji Bilim Dalı Başkanı Sayın Dr. Robert W. PRIDDY'ye, resimlerin ve slaytların hazırlanmasındaki yardımlarından dolayı Sayın Bruce McCAUGHEY ve Sayın Altan DESTİCİ'ye teşekkür ederim. Çalışmamıza gözlemci olarak katkıda bulunan, değerli zamanlarını ayıran, British Columbia Üniversitesi asistanlarına ve öğrencilerine teşekkürlerimi sunarım. Son olarak, manevi desteklerinden dolayı Sayın Dr. Donel McDONNELL ve tüm Oral Medical Surgical Sciences Anabilim Dalı çalışanlarına teşekkür ederim.

Dt. Nesrin ERGÜL

İÇİNDEKİLER

TABLO VE ŞEKİL LİSTESİ

GİRİŞ VE AMAÇLAR	1
1. GENEL BİLGİLER	6
2. GEREÇ VE YÖNTEMLER	22
2.1. Film(Ektaspeed Plus) ve Direk Dental Digital Sistem (Sens-A-Ray)	22
2.1.1. Materyaller	22
2.1.2. Radyografik Görüntülerin Elde Edilmesi	25
2.1.3. Görüntülerin Değerlendirilmesi	27
2.2. Digitalize Görüntüler	29
2.2.1. Digital Görüntülerin Elde Edilmesi	29
2.2.2. Görüntülerin Değerlendirilmesi	32
2.3. Kesitlerin Hazırlanması	33
2.4. İstatistiksel Değerlendirme	35

3. BULGULAR	37
3.1. Film(Ektaspeed Plus) ve Direk Dental Digital Sistem (Sens-A-Ray)	37
3.1.1. Lezyon varlığı ve derinliğine dair Gold Standart	37
3.1.2. Işınlama Densiteleri ve Pixel değerleri	37
3.1.3. ROC alanları ve Doğru Yanıtların Oranları (Sensitivite ve Spesifite)	38
3.2. Digitalize Görüntüler	40
3.2.1. ROC alanları ve Doğru Yanıtların Oranları (Sensitivite ve Spesifite)	40
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	42
5. ÖZET	56
6. SUMMARY	59
7. KAYNAKLAR	62
8. ÖZGEÇMİŞ	75

TABLO VE ŞEKİL LİSTESİ

- Tablo 1** Direk Dental Digital Sistemlere Ait Genel Özellikler.
- Tablo 2** Kullanılan 6 Değişik Rezolüsyona Ait, Gri Tonlama, Matriks Boyutu ve Dosya Boyutu İndirgemeleri.
- Tablo 3** 12 Değişik Görüntü Sistemi İçin Belli bir Dentin Bölgesine Uyan Densite ve Piksel Değerleri.
- Tablo 4** ROC Alan Değerleri İçin Varyans Analiz Sonuçları.
- Tablo 5** Doğru Yanıtların Oranı (Sensitivite ve Spesifite) İçin Varyans Analiz Sonuçları.
- Şekil 1** Direk Dental Digital Sistemlerde Kullanılan CCD Tipleri.
- Şekil 2** Film Üzerinde, Sulu ve Susuz Ortamda Gerçekleştirilen 3 Değişik Işınlama İçin, Belli bir Dişin Aynı Dentin Bölgesine Uyan Densite Değerleri.
- Şekil 3** Sens-A-Ray Üzerinde, Sulu ve Susuz Ortamda Gerçekleştirilen 3 Değişik Işınlama İçin, Belli bir Dişin Aynı Dentin Bölgesine Uyan Densite Değerleri.

- Şekil 4** Doğal ve Yapay Çürükler İçin Ektaspeed Plus ve Sens-A-Ray'a Ait ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması.
- Şekil 5** Sağlam Yüzeyler, Doğal ve Yapay Çürükler İçin Ektaspeed Plus ve Sens-A-Ray'a Ait Gözlemci Sonuçlarının DoğruYanıt Oranlarının Karşılaştırması.
- Şekil 6** Doğal ve Yapay Çürükler İçin 3 Değişik Işınlamaya Ait ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması.
- Şekil 7** Sağlam Yüzeyler, Doğal ve Yapay Çürükler İçin 3 Değişik Işınlamaya Ait Gözlemci Sonuçlarının DoğruYanıt Oranlarının Karşılaştırması.
- Şekil 8** Doğal ve Yapay Çürükler İçin Doku Eşdeğeri Olarak Kullanılan Suya Ait ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması.
- Şekil 9** Sağlam Yüzeyler, Doğal ve Yapay Çürükler İçin Doku Eşdeğeri Olarak Kullanılan Suya Ait Gözlemci Sonuçlarının DoğruYanıt Oranlarının Karşılaştırması.
- Şekil 10** Doğal ve Yapay Çürükler İçin 2 Değişik Gözlemci Grubuna Ait ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması.
- Şekil 11** Sağlam Yüzeyler, Doğal ve Yapay Çürükler İçin 2 Değişik Gözlemci Grubuna Ait Sonuçların DoğruYanıt Oranlarının Karşılaştırması.

Sekil 12 Bilgisayar Ekranından Değerlendirilen Görüntülere Ait ROC Alan Değerleri.

Sekil 13 Bilgisayar Ekranından Değerlendirilen Görüntülere Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması.

Sekil 14 Büyük Yazıcı Çıktılarından Değerlendirilen Görüntülere Ait ROC Alan Değerleri.

Sekil 15 Büyük Yazıcı Çıktılarından Değerlendirilen Görüntülere Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması.

Sekil 16 Küçük Yazıcı Çıktılarından Değerlendirilen Görüntülere Ait ROC Alan Değerleri.

Sekil 17 Küçük Yazıcı Çıktılarından Değerlendirilen Görüntülere Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması.

Sekil 18 Slayt Üzerinden Değerlendirilen Görüntülere Ait ROC Alan Değerleri.

Sekil 19 Slayt Üzerinden Değerlendirilen Görüntülere Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması.

Sekil 20 6 Değişik Görüntü Kalitesinde; Bilgisayar Ekranı, Büyük Yazıcı Çıktıları, Küçük Yazıcı Çıktıları ve Slayt Üzerinden Değerlendirilen Görüntülere Ait Ortalama ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması.

GİRİŞ VE AMAÇLAR

Diş çürüğü, 1970'den bu yana, gelişmekte olan ülkelerde flor kullanımı gibi profilaktik yöntemlerin uygulanmasına bağlı olarak büyük oranda düşüş gösterse de, bu gün hâla, her yaştan, her gruptan insanı değişik ölçüler ve şekiller çerçevesinde etkilemeye devam etmektedir. Diş hekimleri de etiyojolojiye yönelik çalışmalardan başlayarak, tanıdan tedaviye kadar uzanan ve tam olarak çözümlenememiş sorunlarla uğraşmaya devam etmektedirler. Tanı yönünden çürük tipleri kendi içinde karşılaştırıldığında; okluzal, bukkal ve lingual lezyonların saptanabilme kolaylığı, proximal lezyonlara oranla belli bir üstünlük taşır. Yapılan bir çok araştırma % 25'ten % 142'ye varan oranlarda, yalnızca kliniksel muayene sonucu gözden kaçmış çürüğe işaret etmektedir¹⁻⁴ Bu nokta dikkate alındığında, proximal lezyonların saptanma güçlüğü, genellikle radyografik muayeneyi zorunlu kılar. Çünkü radyografik muayeneden kaçınıldığında, yapılacak intraoperatif gözlem sonrası, sağlıklı dokunun bütünlüğünün bozulması söz konusudur. Oysa Koruyucu Dişhekimliği'nin giderek önem kazandığı günümüzde, doğru tanılamaya ulaşmada sağlıklı dokunun korunması ve hastayı gereksiz radyasyonla karşı karşıya bırakmama, tartışmasız bir ilke olarak benimsenmektedir. Çünkü çok klasik bir tanımla bilinmektedir ki, ana amaç en düşük radyasyon dozu ile en iyi tanı olanağını verecek radyografik görüntüyü elde etmektir. Bu ilkeden hareket, araştırmacılar, yıllar boyu, varolan yöntemleri daha iyiye, daha gelişmişe ulaştırma çabası içerisine girmiştir. Bu anlamda, ilk dental

radıyografının çekildiği 1896'dan bu güne değin katedilen mesafe, azımsanamayacak boyutlardadır. Günümüze değin dental görüntülerde en iyi kaliteyi elde etmek ve bu kaliteye ulaşmanın kriterleri, birçok araştırmayla ortaya konmaya çalışılmıştır⁵⁻⁸. Bunun yanı sıra, tedavi planlamasında karar kriterine ait olan temel güçlükler, çalışmaların sınırlarının genişleyerek; radyografi değerlendirme koşulları⁹⁻¹¹, görüntü alıcıları¹²⁻¹⁵, gözlemci performansı¹⁶⁻¹⁸ ve radyografının elde edildiği teknik koşullar¹⁹⁻²² gibi parametrelerin diağnoz üzerine etkilerini inceleyen çalışmaların yoğunlaşmasına yol açmıştır.

Direk Digital Dental Radyografının tanıtımı bu alandaki çalışmalara yeni bir boyut kazandırmıştır. Görüntü özelliklerini değiştirebilme olanağı vermesi, elde edilen diağnostik kalite çerçevesinde emin bir biçimde bilgilerin saklanabilmesine olanak vermesi, bunların yanında hastanın aldığı radyasyon dozunu azaltması, konvansiyonel radyografi giderlerini ortadan kaldırması ve zaman kaybını önlemesiyle birlikte tedavi seansını kesiksiz devam ettirebilme şansı vermesi, yöntemin en büyük üstünlükleridir^{23, 24}. Tüm bunlara ilaveten, Teleradyografi'nin doğru tanıya ulaşabilmek amacıyla, bir konsültasyon yöntemi olarak giderek önem kazandığı günümüzde, Digital Radyografının işlevi ve kazandığı popülarite hiç de azımsanamayacak boyutlardadır. Bu bakış açısıyla, arayüz çürüklerinin saptanmasında Direk ve İndirek Dental Digital Radyografının etkinliğini inceleyen çalışmalar gerçekleştirilmiştir^{21, 25-28}. Bununla birlikte, arayüz çürüklerinin saptanmasında Digital Radyografide oldukça fazla indirgenmiş bir dosya boyutunun doğru tanı üzerine etkilerini inceleyen hiçbir çalışma bulunmamaktadır. Biz bu çalışmada, direk digital yöntem ve konvansiyonel radyografının arayüz çürüklerinin tanısındaki etkinliklerini karşılaştırmakla birlikte, indirek olarak digitalize

ettiğimiz görüntülerde, dosya boyutunu oldukça düşürüp, görüntü kalitesini istemli bir şekilde bozarak; indirgenmiş bir görüntüdeki arayüz çürüklerinin saptanabilirliğini incelemeyi amaçladık. Ayrıca yine literatürde, radyografik yumuşak doku eşdeğeri olarak su^{29, 30}, mum³¹⁻³³ ve akrilik resin^{34, 35} kullanılarak yapılan çalışmalar bulunurken, yumuşak doku eşdeğeri kullanımının arayüz çürüklerinin tanı doğruluğundaki rolünü belirleyen bir çalışmaya rastlanmaması, bizi, bu konuyu da diğer parametreler arasına katarak incelemeye yönlendirdi.

Görüntü sistemlerini değerlendirirken, diagnostik görüntü kalitesi 3 yolla incelenebilir; görüntünün gözle incelenmesi, gözlemcinin diagnostik performans ölçümleri ve görüntü üzerinde yapılan fiziksel ölçmeler. Bununla beraber bu yöntemlerin hiçbiri tümüyle yeterli değildir. Görüntü kalitesinde gözle verilen kararlar, fiziksel ölçmelerle aynı yönde olmayabilir ve bireysel diagnostik performans her zaman görüntü kalitesinin subjektivitesiyle korelasyon göstermez³⁶.

Bir görüntüleme sistemi ile diğer bir görüntüleme sisteminin diagnostik doğruluğuna ait yapılacak bir karşılaştırmada, lezyon olarak algılanan bir yapının varlığının net bir biçimde ortaya konabilme gerekliliği vardır. Bu nedenle, filme ait karakteristiklerden biri olan lezyon, çevre dokudan ve genel anatomik veya fizyolojik karakteristiklerden ayıredilmelidir³⁷.

İki veya daha fazla diagnostik sistem karşılaştırıldığında, araştırmacıların diagnostik sonuca etki edebilecek karar kriterleri değişebilir ve bu nedenle sistemleri karşılaştırmak imkansızlaşır. Dolayısıyla, beklentilerden ve güdülerden etkilenmeyen, kullarımdaki diagnostik kriterlerden bağımsız, yeni bir yöntem kullanıma zorunluluğu vardır³⁸.

Bu amaçla, birçok analitik yöntem, diagnostik sistemlerin değerliliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır³⁷. Receiver Operating Characteristic (ROC) tekniği de bu gün kabul edilip yönelinen en son yöntemdir. ROC tekniği, verilen bir karar kriteri için False Positive (FP) oranlarına karşı True Positive (TP) oranlarını karşılaştırarak bunların eğrilerini vermektedir.

True Positive (TP): Gerçekte de hastalıklı olguların doğru bir şekilde hastalıklı olarak adlandırılmasıdır.

False Positive (FP): Gerçekte hastalıksız olguların yanlış bir şekilde hastalıklı olarak adlandırılmasıdır.

True Negative (TN): Gerçekte de hastalıksız olan olguların doğru bir şekilde hastalıksız olarak adlandırılmasıdır.

False Negative (FN): Gerçekte hastalıklı olguların yanlış bir şekilde hastalıksız olarak adlandırılmasıdır.

Bu bilgiler ışığında, aşağıda çalışmamızın amaçları şöyle sıralanabilir.

1. Arayüz çürüklerinin radyografik tanısında diagnostik doğruluk açısından görüntü kaydedici olarak film (E +) ve intraoral direk dental digital sistem (Sens-A-Ray) kullanımını karşılaştırmalı olarak incelemek,
2. İndirek olarak digitalize edilen dental radyografilerde, istemli bir biçimde bozulmuş görüntü üzerinde indirgenmiş dosya boyutu ve gri tonlamanın yanısıra, veri değişimlerinin arayüz çürüklerinin diagnostik doğruluğu üzerine olan etkilerini değerlendirmek,
3. Değişik görüntü sistemlerinde, arayüz çürüklerinin saptanabilirliğine ait diagnostik doğruluğu ROC analiz yöntemi yardımı ile irdelemek.
4. Deneysel çalışmalarda yumuşak doku eşdeğeri olarak kullanılan suyun, arayüz çürüklerinin diagnostik doğruluğundaki etkinliğini araştırmak,
5. Çalışmada doğal ve yapay çürük lezyonları kullanarak, her iki grubun saptanabilirliğine ait sonuçları değerlendirmek,
6. Gözlemci olarak son sınıf diş hekimliği öğrencilerini ve akademisyen diş hekimlerini kullanarak, arayüzde varolan çürükleri doğru bir şekilde saptamada, bu iki gözlemci grubunun performansına ait sonuçları irdelemek.

1. GENEL BİLGİLER

Dış çürüğü İnsan organizmasını etkileyen en yaygın kronik hastalık olarak bilinmektedir. Dişhekimiği bilimi, bu yaygın kronik hastalığın etiyolojisi, daha erken ve doğru tanısı konusunda halen yeni araştırmalar üretmektedir. Bilindiği gibi demineralize olmuş diş dokusu x-ray ışınlarına daha büyük bir geçiş yolu oluşturarak film üzerinde radiolüsent çürük görüntüsünü verir. Proximal carieslerin radyografik tanısında, mineral kaybının radyografik çürük görüntüsü verebilecek yeterlilikte olup olmadığı büyük önem taşır. Posterior dişlerin proximal yüzeyleri daha geniştir ve başlangıç çürüklerine ait küçük miktarlardaki mineral kayıplarının yanısıra, daha derin bir lezyonun tüm sınırlarının radyografik olarak saptanması da oldukça güçtür. Bu nedendir ki çoğu zaman çürüğün gerçek derinliği, radyografide saptanan derinlikten daha fazla olabilmektedir³⁹.

Proximal yüzeyde başlayan bir lezyonun klinik olarak görülebilmesi bazen 3-4 yıl gibi bir zamanı gerektirmektedir. Klinik olarak proximal çürüğe ait ilk bulgu, kontakt noktası ile gingival margin arasındaki mine diş yüzeyinde, minenin şeffaf görüntü kaybı ile birlikte görülen "beyaz nokta" (white spot) olarak da adlandırılan opak, tebeşirimsi bir görüntüdür. Klinik olarak böyle bir bulgunun varlığında; hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın, radyografinin dışında, hiçbir şekilde çürüğün tipi, hacmi ve çevre dokular ile olan ilişkisi belirlenmemektedir.

Hastadan alınan radyografiler, tanıya götürücü bazı verilerin görüntü olarak elde edilmesini sağlamaktadır. Bu verilerin zenginliği, radyografik görüntünün kalitesi ile yakından ilgilidir. İlk intraoral radyografiyi gerçekleştiren Dr. Kells, 1899'da Dental Cosmos'ta; film ve obje ile x-ray ünitesi arasında doğru bir açının sağlanması gerekliliğini vurgulayarak, bir anlamda dental radyografide işlevsellik ve kalite arayışının ilk bilimsel tartışmasını da başlatmıştır. 1925'te Raphael'in dişhekimliğine ilk kez bite-wing radyografiyi tanıtmıştıktan sonraki süreçte, doğru çürük tanısında radyograflerin değerliliğine ait çalışmaların hız kazandığı dikkati çekmektedir. Daha sonra araştırmacılar çürükteki tanı doğruluğuna ait kaygılarından sıyrılıp, daha net bir karar kriteri yakalamaya yönelik olarak, çürük tanısı üzerine klinik ve radyografik performansı karşılaştıran çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Trithart ve Donnelly¹ 1950 yılında yaptıkları çalışmalarında kalıcı birinci molar dişlerde arayüzdeki çok küçük kavitasyonlarda % 85.7'den % 236'ya varan oranda bite-wing radyografların yalnızca kliniksel düzeyde kalan muayeneye olan üstünlüğünü ortaya koymuşlardır. Literatürde bu dönemde yapılmış bu kadar çarpıcı üst sınıra sahip ikinci bir çalışma bulunmamasına karşın daha sonraki çalışmalar da Trithart ve Donnelly'in sonuçlarını destekler tarzdadır²⁻⁴. 1963'te Muhler² 6-16 yaş grubunda tüm yüzeyleri içeren, çürük prevalansını saptamak üzere yaptığı bir çalışmada, oturlan sandalye, gün ışığı, ilave bir aydınlatma, dil tutucu, hava spreyi, ağız aynası, sond ve bite-wing radyograf gibi parametreleri farklı bir dağılımla gruplayarak, 4 değişik muayene yöntemi kullanmıştır. Sonuçta, bite-wing radyograf kullanımının % 74.3 ile %83.5 arasında değişen bir oranda çürük tanısına yardımcı bir yöntem olduğunu vurgulamıştır.

Dışhekimliğine radyografinin girmesinden bu yana geçen süreç içerisinde, araştırmacılar bu mükemmel buluşu amacına en uygun olarak kullanmak ve hem hasta hem de hekim açısından en yararlı sonucu elde etmek adına her gün yeni bir uğraşı içine girmişlerdir. Bu konuda sürdürülen çalışmalar, radyografinin elde edileceği yöntemden ziyade, gerçek tanıya yaklaşımı sağlayan en iyi dental görüntü kriterlerini tanımlamak ve bu niteliklere uyan radyografiyi elde etme üzerinde yoğunlaşmıştır. Bunun yanısıra konuya Koruyucu Dışhekimliği açısından yaklaşmak gerekliliği, görüntü kalitesini diğer bir boyuttan inceleme zorunluluğunu da beraberinde getirmiştir. Böylece kaliteli bir radyografik görüntü elde etmeye çalışırken, ana amaç, yeterli bir tanıya varabilecek kadar düşük ışınlama ilkesi üzerine kurulmuş ve literatüre pratik olarak konseptin baş harflerinden oluşan ALARA (As Low As Reasonably Achievable) şeklinde geçmiştir⁴⁰. Hedefimiz canlı dokunun olabildiğince az radyasyonla karşı karşıya kalmasını sağlamak olduğuna göre, kilovoltaj, filtrasyon ve kon uzunluğunun artırılması, deri dozunun azalmasına neden olacaktır. Dolayısıyla, araştırmacıların kullandığı 70-90 kVp'da x ışınlarının büyük bölümü hastayı geçip film yada görüntü alıcısı ile etkileşime gireceğinden hastanın aldığı dozu en aza indirgeyecektir⁴¹. Bunun yanısıra, Fitzgerald⁴² da 1950'deki çalışmasında yüksek kilovoltajla radyasyon dozu arasındaki, hasta lehine olan ilişkiyi tartışmayıp, konuya daha değişik açıdan yaklaşarak, düşük kontrastta yumuşak ve sert dokulara ait detayları algılama kapasitesinin büyük oranda arttığını belirtmiş, hatta kilovoltaj ile kontrast arasındaki ilişki göz önüne alındığında gelecekteki x-ray ünitlerinde 100 yada daha yüksek kVp kullanımının uygun olabileceği görüşünü savunmuştur.

Fitzgerald'in kontrast ve kilovoltaja ilişkin yaptığı saptamadan bir yıl sonra, Wuehrmann ve Monacelli⁴³ de bir dizi kilovoltaj kullandıkları çalışmalarında, alüminyum step-wedge yardımıyla radyografların densitelerini ölçmüşler ve film üzerinde en uygun densite dağılımının yüksek kilovoltajda olduğunu açıklamışlardır. Curby ve Wuehrmann⁴⁴ da 50 kVp den 110 kVp ye kadar genişlettikleri çalışmalarında, en uygun densite dağılımını 95 kVp de elde ettiklerini ortaya koymuşlardır. Goodenough ve arkadaşları⁴⁵ 1974'te farklı densite değerleri elde ederek yaptıkları çalışmalarında, subjektif olarak düşük sonuçlar veren 90 kVp'nin çürüğün tanı doğruluğunda negatif yönde bir etkiye sahip olmadığını göstermişlerdir. 1985'te Svenson ve arkadaşları ise arayüz çürüklerinin radyografik tanı doğruluğunu değişik kilovoltajlarda inceleyip, 60 kVp ile en iyi sonucu elde ettiklerini bildirmişlerdir⁴⁶. Price⁸ 1986'da gerçekleştirdiği, ışın kalitesi ve uygun densitenin dental radyografideki görüntü kalitesi üzerine etkilerini araştıran çalışmasında, Goodenough'un bulgularını destekleyen sonuçlar elde etmiştir. Svenson ve arkadaşları²² 1994'teki çalışmalarında ise çürük tanısı için ışınlanmış radyograflarda, ışınlamanın tanı doğruluğu üzerine sadece % 25 oranında etkili olduğunu bulmuşlar ve bu değer oldukça düşük olup, istatistiksel olarak anlamlı olmadığını vurgulamışlardır.

Radyografi rutini için gerekli, diagnostik olarak ise yeterli densite sınırları çeşitli yazarlara göre değişerek yaklaşık alt sınırdaki 0.3 - 0.5 ve üst sınırdaki 2 - 2.5 olarak kabul edilmektedir ve bunların üstünde ve altındaki değerlerin aşırı açık, aşırı koyu olduğu kabul edilerek tanı açısından yararlı olmadığı düşünülmektedir^{39-41, 47}.

Densite ve ışınlama arasındaki ilişki ise ilk kez 1890'da Hurter ve Driffield tarafından ortaya konmuş, bu ilişkiyi gösteren grafiksel şekle de H ve D eğrisi ya da karakteristik eğri adı verilmiştir. Bu eğri açık ve net bir biçimde ışın arttığında filmin densitesinin de arttığını göstermektedir. Çünkü filmin densitesi film emülsiyonu tarafından absorbe edilen foton sayısına direk olarak bağlıdır ve bu sayı ne kadar yüksek ise densite de o kadar yüksek olur. Film tarafından absorbe edilen foton sayısını artıran ışınlama faktörlerinin filmin densitesini de artıracığı açıktır. Milliampere (mA), voltaj (kVp) ve ışınlama süresinin (sn) artırılması film üzerindeki densiteyi de artırır. Yine eklenen filtrasyonun indirgenmesi ya da fokal spot ile film arasındaki mesafenin kısaltılması, filme çarpan foton sayısını artıracığından filmin densitesi artar. Bunlardan başka objenin kalınlığı ve densitesi de filmin densitesini etkileyen faktörler arasındadır. Daha kalın objelerin ışın gücünü azaltacağı ve düşük film densitesi oluşturacağı bilinmektedir. Bunu en bariz şekilde basamak sayısı arttıkça, filmdeki densitenin azaldığı step-wedge örneğinde görmek mümkündür. Işın gücünü hafifleten ve iyi birer absorban olarak kabul edilen dens objeler, film üzerindeki görüntülerinde densitesi düşük olarak izlenirken, absorban özelliği az olan düşük densiteli objelerin film üzerindeki densitesi yüksektir. Densite ile ilgili kaygıları gidermek için, günümüzde kullanılan dental x-ray üniteleri, doku kalınlığına göre özel doz seçici bir teknolojiyi içermektedir.

1919'da ilk fabrikasyon dental filmlerin üretiminin ardından, 1924'te filmde çift emülsiyonlu filmlerin kullanılması, film hızının artırılması ve, daha düşük dozda radyasyonla görüntüde kabul edilebilir bir kalite artışı sağlanmıştır. Film hızı ile ışınlama süresi arasındaki ilişki de önem taşımaktadır. Aynı değerlerde densiteye ve buna orantılı kontrast ve rezolüsyona sahip intraoral radyografi elde etmede, Kodak (Eastman Kodak Co.,

Rochester, NY, USA) tarafından 1981'de piyasaya sunulan ve daha yüksek hıza sahip E grup (Ektaspeed) filmlerin D grup (Ultraspeed) filmler için gerekenin hemen hemen yarısı kadar ışınlama süresine ihtiyaç göstermesi, film hızının bu sonuç üzerindeki pozitif etkisini ortaya koymaktadır³⁹.

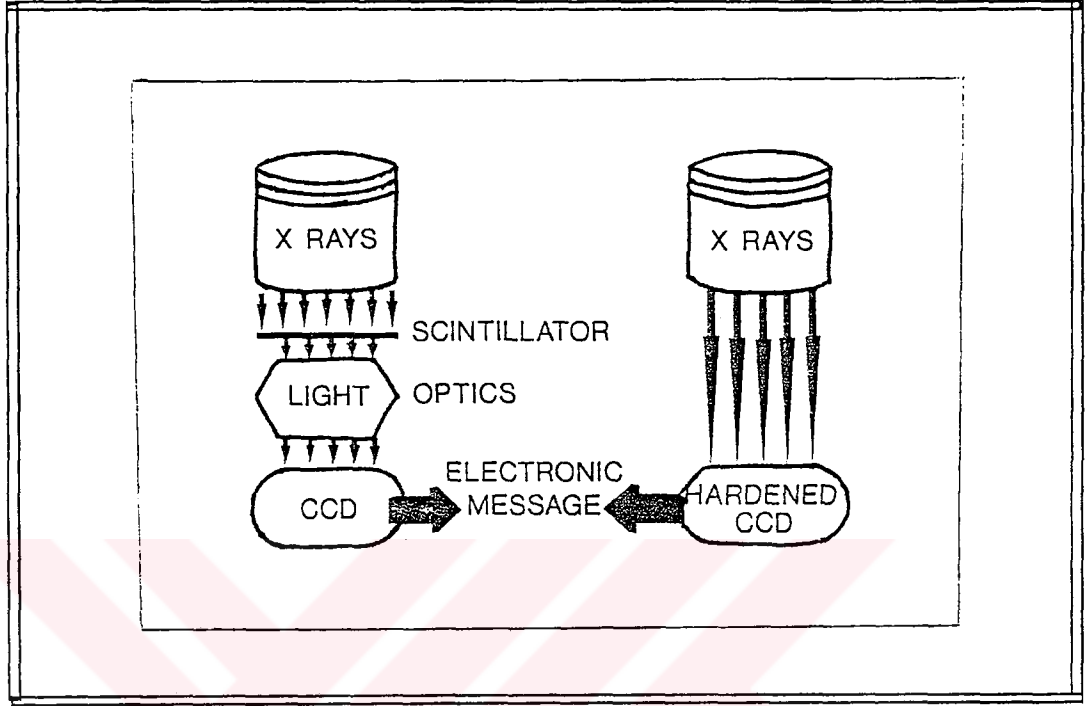
Yine Kodak tarafından 1994'te, fotografik ve screen tipteki emülsiyon teknolojisinin ilk kez intraoral dental filmlere uyarlanmış şekli olan yeni bir film, Ektaspeed Plus adı altında tanıtıma sunulmuştur. Price, 1995'te yaptığı bir çalışmada, Ultraspeed, Ektaspeed ve Ektaspeed Plus'ın sensitometrik değerlendirmesine ait sonuçlar elde etmiştir¹⁵ ve klinik olarak kullanılabilir densite sınırları içerisinde Ektaspeed Plus'ın Ektaspeed filmler gibi, Ultraspeed filmlerden hemen hemen iki kat daha hızlı olduğunu vurgulamıştır. Ayrıca yine klinik olarak elverişli densite sınırları içerisinde Ektaspeed Plus'a ait kontrastın Ultraspeed filmlerdekine çok benzer olduğunu ama yine bu sınırlar içerisindeki yüksek densite değerlerinde Ektaspeed Plus'ın Ektaspeed filmlerden çok daha yüksek kontrasta sahip olduğunu bulmuştur¹⁵.

Extra-oral radyografi rutininde dünyaca kabul gören film-screen-cassette kombinasyonlarının intra oral radyografiye uyarlanması üzerine üretilen fikirler yalnızca çalışmalar düzeyinde kalmış ve dişhekimliğinin pratiğine girememiştir. Görüntü alıcısı olarak ışığa duyarlı bir levha kullanılan dental xeroradiography düşük dozda hızlı görüntü oluşturarak, klinikteki birçok amaç için en az film kadar iyi sonuçlar verebilmektedir¹⁴. Fakat konvansiyonel filmlerin uygulanımı kadar pratik olmayışı yöntemin klinik kullanımdaki popülaritesini azaltmıştır.

Dental radyolojinin erken dönemlerinden bu yana, kullanılan değişik görüntü sistemlerinin diagnostik doğruluğunu irdeleyen çalışmalar günümüze kadar güncelliğini korumuştur. Özellikle son yıllarda, konvansiyonel sistemlerin yanısıra, radyografik diagnostik tanı doğruluğunu arttırmaya yönelik çalışmaların ürünü olarak sunulan digital dental görüntü sistemlerinin, filme gerek olmaksızın görüntünün elde edilmesine olanak vermesi, bu sistemin de diagnostik elverişliliğini sorgulayan çalışmaların ortaya çıkmasına neden olmuştur. Digital görüntü pixel adı verilen resim elementlerinin bir matriksinden ibarettir. Her pixel organizmadaki karşılığı olan bölgenin x-ışını absorbe etme yeteneğine (attenuasyon) ait değeri gösterir. Matriks boyutu ise pixellerin tamamını içeren bütünü ifade etmektedir⁴⁸.

Üniversal olarak digital görüntü sisteminin görüntü kalitesine ait değerlendirme, rezolüsyon ile eşdeğer olarak tanımlanıp, Line-Pair Plate (LPP) (Buckbee-Meers Inc., Minneapolis, MI, USA) testiyle ölçümlenerek, lp/mm şeklinde ifade edilir. Rezolüsyon bir imajın çözümlenebilirliği anlamına gelmektedir. Farklı yoğunluktaki komşu alanları ayırma yeteneğine kontrast rezolüsyonu denir. Birbirinden ayrılabilen en küçük iki yapı arasındaki mesafe ise o aygıtın geometrik rezolüsyonunu gösterir. Rezolüsyonu düşüren önemli bir faktör "noise"dir. Noiz hastayı geçerek dedektöre gelen X-ışını fotonlarının sayısındaki istatistiksel değişiklik olarak tanımlanabilir. Daha basit bir anlatımla noiz, duymak istediğimiz konuşmayı engelleyen parazite veya gürültüye benzetilebilir. Bir digital sistemin görüntü kalitesine ait yapılan değerlendirmede, "signal to noise" oranı ne kadar yüksekse sistemin görüntü kalitesi o kadar iyidir⁴⁸.

İntraoral direk dental digital radyografiler birbirinden farklı yoğunlukta tek tek piksellerden oluşmaktadır. Her bir bilgi ya da piksel digital hafızada bir byte'a karşılık gelmektedir. Dental amaçlı digital görüntülerde 256 gri tonlamada, her byte genellikle 8 bit içerir. İlk direk digital radyografi sistemi olarak dişhekimliğine giren RVG (Trophy Radiologie, Paris, France), isminden de anlaşılacağı gibi 3 ana komponentten oluşmaktadır. "Radio" bölümü çok kısa ışınlamalar yapabilen alışılmış bir x-ray generatörüdür ve görüntü alıcısı olarak bir charged-coupled device (CCD)'a sahiptir. "Visio" bölümü CCD'den gelen sinyalleri digital formata çevirir ve ekran üzerine yerleştirir. "Graphy" bölümü ise bir video printera bağlı olan bilgi saklama komponentidir. Diğer tüm sistemler, isimlerinde "Radio", "Visio", "Graphy" tanımlamalarını taşımaları da, temelde aynı işleyiş özelliklerine sahiptirler. Son yıllarda Regam Medical Systems(Sundvall, Sweden) Sens-A-Ray adı altında, Gendex Dental Systems (Monza, Italy) Visualix adı altında ve Villa Sistemi Medicali (Buccinasco, Italy) Flash Dent adı altında yeni direk dental digital sistemleri gerçekleştirmişlerdir. Çalışma prensipleri aynı olan bu sistemlerdeki farklılıkları, rezolüsyon değerleri, CCD tipi, matris boyutları ve piksel oranları gibi oluşturmaktadır(Tablo 1). Tablodan da izleneceği gibi sistemlere ait CCD özellikleri değişiklik göstermektedir. Mekanizma itibarıyla CCD iki gruba ayrılmaktadır(Şekil 1).. Bunlardan bir grup, bir rare-earth screen'den yayılan ışığa duyarlıyken(Scintillatör), diğer grup direk olarak radyasyona duyarlıdır(Hardened CCD).



ŞEKİL 1

İndirek digital radyografi de; kontrast ve densite ayarlamasıyla, detayların görülebilmesine ve tanı açısından optimal bir görüntüye izin vermektedir. Diğer avantajları, direk digital radyografide olduğu gibi bilgileri saklama yeteneğinde olması ve istenilen yere görüntü iletimi yolu ile tanıda konsültasyona olanak sağlamasıdır. Görüntünün indirek olarak digitalize edilmesinde çeşitli yollar izlenebilmektedir. Bu yollardan bir tanesi; illümine edilmiş bir radyografin, photomultiplier bir tüp yardımıyla taranıp, çıkış sinyallerinin digital bilgilere çevrilerek, bilgisayarda bu digital bilgilerin görüntülenmesi esasına dayanır. Diğer yolların tümünde, alıcı olarak bir televizyon kamerası, görüntünün yansıtıldığı yer olarak da bir televizyon ekranı ya da video yazıcı kullanılmaktadır. Hepsindeki sonuç, görüntüyle ilgili olan digital bilgilerin manipüle edilebilir ve saklanabilir bir form içerisinde elde edilmesidir³⁹.

Yapılan çalışmaların çoğunda görüntünün teknik kalitesinin yükseltilmesi ana hedef olarak seçilmiştir, oysa tıp biliminde araştırmacıların sıklıkla karşı karşıya kaldıkları en büyük zorluklardan biri, yeni bir diagnostik sistemin kliniksel ve bilimsel geçerliliğinin test edilerek sistemin değerliliğine ait bir sonuç çıkarılmasıdır. Hassas bir test sonucu elde etmenin temelinde, kullanılan diagnostik sistemin çalışma özelliklerinin ve bunlar arasındaki matematiksel ilişkinin bilinmesi yatmaktadır. Bu matematiksel ilişki de istatistiksel olabirlik (Probability) prensipleri üzerine kurulmuştur⁴⁹.

Yeni bir diagnostik sistemin değerlendirilmesi; prensip olarak hastalığa sahip belli sayıdaki bireylerin, gold standart gibi, doğruluğu kabul edilmiş bir test sonucuna ait bilgiler kullanılarak saptanmasıyla başlar. Gold standart; hastalığı kesinlikle ortaya çıkardığı ve tanımladığı düşünülen herhangi bir diagnostik methoddur. Örneğin bir yumuşak doku tümörünün kanserojenliğinin araştırılmasında biyopsi uygulanımı gibi. Buna karşın gold standarda ait genellikle iki yönde, bazı zorluklar yaşanmaktadır⁴⁹.

1. Teknik açıdan zorluğu, pahalı oluşu ve pratiklik içermeyişi yöntemin dezavantajlarıdır. [*Örneğin Alzheimer hastalığının kesinliğini saptamak için uygulanacak gold standartta **postmortem** beyin biyopsinin zorluğu tartışmasıdır. Bunun yanında bazı durumlarda gold standardı uygulamak mümkün bile değildir ki, buna en iyi örnek de angina pectoristir.*]

2. Bazen incelenecek olan yeni diagnostik sistem gerçekte, elde varolan gold standarttan daha doğru bir sonuç verebilecek nitelikte bile olsa, tek kriter olarak gold standart alındığında yanlış bir yönlendirme prosedürü

çerçevesinde alınacak sonuç da normalden sapmış olacaktır. [Yani hastalıklı olguların gold standartla saptanamadığı durumda, yeni sistem bu olguları doğru bir şekilde yakalasa da sonuç false pozitive olarak değerlendirilecek, yine aynı şekilde gold standardın gözden kaçırdığı ve yeni sistem tarafından saptanan hastaliksız olgulara ait sonuç da aynı şekilde bir yanlış değerlendirme ile false negative olarak işleme konacaktır. Bu durumda yeni sistemin üstünlüğünü kanıtlayabilmek mümkün olmayacaktır.]

Diagnostik sistemin işleyişine ait özellikleri inceleyecek olursak;

1. Sensitivite: Bir diagnostik sistemin sensitivitesi, positif test sonucu verecek bir hastalıklı örneğin, olabilirlik şansına eşittir. Sensitivite sistemin gerçek pozitif oranıdır(true positive rate -TPR-).

$$\text{Sensitivite} = P(T+/D+) = \text{TPR}$$

$$= \frac{\text{Pozitif sonuç vermiş hastalıklı olgular}}{\text{Toplam hastalıklı olgular}}$$

2. Spesifite: Bir diagnostik sistemin spesifitesi, negatif test sonucu verecek bir hastaliksız örneğin, olabilirlik şansına eşittir. Spesifite sistemin gerçek negatif oranıdır(true negative rate -TNR-).

$$\text{Spesifite} = P(T-/D-) = \text{TNR}$$

$$= \frac{\text{Negatif sonuç vermiş hastaliksız olgular}}{\text{Toplam hastaliksız olgular}}$$

3. Hatalı Negatif Oran(False Negative Rate): Bir diagnostik sistemin Hatalı Negatif Oran'ı (FNR)', negatif sonuç verecek bir hastalıklı örneğin olabirlik şansını verir.

$$FNR = P(T-/D+)$$

$$= \frac{\text{Negatif sonuç vermiş hastalıklı olgular}}{\text{Toplam hastalıklı olgular}}$$

4. Hatalı Pozitif Oran(False Positive Rate): Bir diagnostik sistemin Hatalı Pozitif Oran'ı (FPR), pozitif sonuç verecek bir hastaliksız örneğin olabirlik şansını verir.

$$FPR = P(T+/D-)$$

$$= \frac{\text{Pozitif sonuç vermiş hastaliksız olgular}}{\text{Toplam hastaliksız olgular}}$$

5. Prevalans(Prevalence): Bir hastalığın prevalansı bir popülasyondaki hastalıklı örneklerin oranına eşittir.

$$\text{Prevalence} = P(D+)$$

$$= \frac{\text{Toplam hastalıklı örnek sayısı}}{\text{Çalışmadaki toplam örnek sayısı}}$$

Prevalans ancak, hastalıklı örnek sayısının önceden araştırmacılarca tesbit edilmeyip, sonuçların elde edileceği popülasyondan rastgele seçildiği durumlarda doğru bir şekilde saptanabilir. Gerçekte kliniksel çalışmaların dizaynı hastane koşullarında oluşturulduğu için, deneyin net bir şekilde hastalıklı bir popülasyonu içerdđiđi açıktır. Sonuç olarak, hastalıklı örnek sayısının genellikle araştırmacılar tarafından belirlendiği durumlarda, çalışmaya ait örnek popülasyonu temsil etmez.

6. Beklenen Pozitif Değer(Predictive Value Positive): Bir diagnostik sistemin beklenen pozitif değeri (PVP) pozitif test sonucuna sahip bir hastalıklı örneğin, hastalıklı olma şansına eşittir. Yani pozitif test sonucuna sahip örnekler içindeki hastalıklı örneklerin oranını vermektedir.

$$PVP = P(D+/T+)$$

$$= \frac{\text{Pozitif sonuç vermiş hastalıklı olgular}}{\text{Toplam pozitif sonuç vermiş olgular}}$$

7. Beklenen Negatif Değer(Predictive Value Negative): Bir diagnostik sistemin beklenen negatif değeri (PVN) negatif test sonucuna sahip bir hastaliksız örneğin, hastaliksız olma şansına eşittir. Yani negatif test sonucuna sahip örnekler içindeki hastaliksız örneklerin oranını vermektedir.

$$PVN = P(D-/T-)$$

$$= \frac{\text{Negatif sonuç vermiş hastaliksız olgular}}{\text{Toplam negatif sonuç vermiş olgular}}$$

Gözlendiği gibi radyodrafik tanının doğru, kolay, hızlı ve ekonomik bir şekilde çözüme ulaştırılma çabası bu güne kadar araştırmacıların ilgi alanlarını oluşturmuştur. Oysa bazen, özellikle klinik muayenelerin eksik kalabildiği ve verilerin sadece radyografik tetkikle sınırlı olduğu durumlarda, deneyimli gözlemciler bile karar verme zorluğuna düşebilmektedirler. İşte bu noktada, iyi görüntünün önemi, yadsınamayacak biçimde ortaya çıkmaktadır.

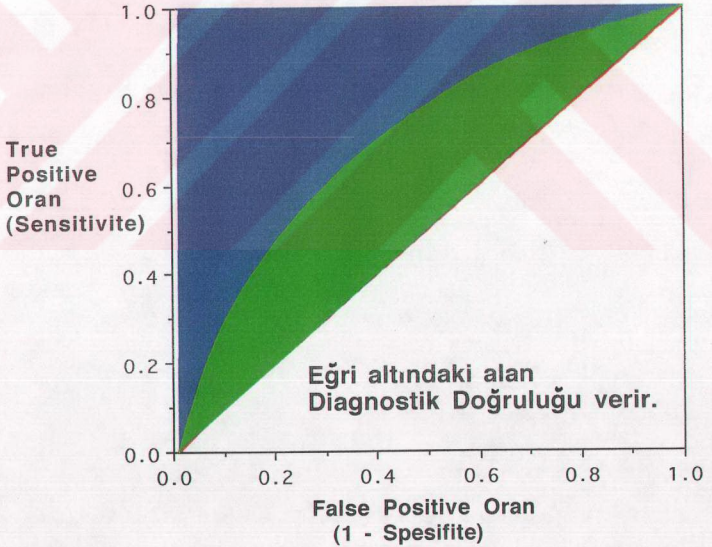
Tıbbi görüntüyü elde etmede yaşanan zorluklar, görüntü kalitesini ve tanı doğruluğunu değerlendiren yöntemler üzerine sayısız araştırma bulunmaktadır⁵⁰⁻⁵³. Bu araştırmaların bazılarında, karar kriteri üzerinde yaşanan belirsizlikler nedeni ile, Relative ya da Receiver Operating Characteristic (ROC) analizinin bir çok araştırmacı tarafından tercih edilen bir teknik olduğu gözlenmektedir⁵². Metz⁵⁴ ve Hanley⁵⁵ bu konuda mükemmel birer literatür incelemesi hazırlayan iki araştırmacıdır. ROC tekniği, hastalık olup olmadığına dair kliniksel kararın verilmesinde ve radyografik görüntünün işlevselliğini değerlendirip, diagnostik tekniklerin kritik edilmesi ve karşılaştırılmasında kullanılmaktadır^{22, 38, 56}. Bu yöntemi dental radyografi alanında uygulayan bir çok çalışma bulunmaktadır^{22, 57-60}.

ROC analizi Peterson, Birdsall ve Fox tarafından ortaya konan electronic signal detection mekanizması kavramından geliştirilmiştir(1954)⁶¹. İlk kez İkinci Dünya Savaşı sırasında radar operatörlerinin parazitli bir fonda sinyalleri algılayabilme kapasitelerini değerlendirmede kullanılmıştır^{2, 62}.

94. 1960'ın sonlarında Lusted ROC'u radyografik görüntüye uygulayarak, klinik tıpta kullanımını örneklemiştir⁴⁵. Daha sonraları çeşitli sahalardaki bilgi toplanmasında, endüstriyel kalite kontrolde, askeri istihbarat çalışmalarında, klinik tıpta, suç araştırmalarında ve hava raporlarının hazırlanmasında kullanılmıştır⁶¹.

ROC yönteminin radyografik görüntü çalışmalarında kullanımının ana prensipleri Metz^{56, 63}, Swets³⁸, Swets and Pickett⁶¹ ve Gur ve arkadaşları⁶⁴ tarafından tanımlanmıştır. Başlangıç olarak, gözlemcilerden hastalığın varlığı ya da yokluğunu saptamak için, genellikle beş kategori içeren bir oran skalası kullanarak kesin kararlarını

belirtmeleri istenir. Gözlemci, hastalığın varlığına dair kararında kesinleştikçe TP yanıtların oranı artma gösterir, fakat aynı anda FP oranı da artmaktadır. Eğer diagnostik sistem hassas değilse o zaman TP ve FP arasındaki ilişki lineardir. ROC analizinde TP yanıtların oranı FP yanıtlara karşılık ROC eğrilerini oluşturur. TP oranı Sensitivite'yi, FP oranı ise $1 - \text{Spesifite}$ 'yi verir. Eğrinin altındaki alan olarak tanımlanan Area Under the Curve (AUC) değerlendirilmekte olan sistemin diagnostik doğruluğuna ait bilgiyi içermektedir. Eğrinin altındaki alan ne kadar büyük ise incelenen sistem o kadar sıhhatlidir(Resim1).



RESİM 1

Metz⁶³ ve Centor⁶⁵ ROC analizine ait computer programı geliştiren iki araştırmacıdır. Bunlardan Metz tarafından hazırlanan ROCFIT, ana prensipleri Dorfman ve Alf³⁷ tarafından ortaya konan ve Swets ve Pickett⁶¹ tarafından da öngörülen Maximum Likelihood Estimation (MLE) yönteminini kullanarak ROC eğrisi altındaki alanı matematiksel olarak hesaplar. MLE methodunda TP ve FP binormal bir ilişki içindedir ve değerleri normal bir dağılım gösterir. Bu da deneysel bir uygulamada saptanan ROC alanlarının çok yakın değerler vermesine yol açarak diagnostik sistemleri karşılaştırmada sıkıntılara neden olmaktadır⁶¹. Centor tarafından geliştirilmiş olan ROC ANALYZER programı ise, hem MLE hem de trapezoidal eğri oluşturma esasına dayalı nonparametric yöntem ile ROC alan değerini verir. Nonparametric yöntemin avantajları Hanley ve McNeil⁶⁶ ve Rockette ve arkadaşları⁶⁷ tarafından açıklanmıştır.

Konuya radyografik görüntü değerlendirmesi açısından yaklaşıldığında; kVp, densite, film hızı ve görüntüyü oluşturma ve yorumlamadaki her türlü teknik uygunluğa rağmen, doğru tanı için, zaman zaman, ne bu yukarıda saydığımız faktörler ne de gözlemci bilgisi yeterli olamamaktadır. Bu nedenle biz, tanı doğruluğunda daha matematiksel bir yöntemle sağlama yapma gereği hissedip, konvansiyonel radyografi yanında, digital radyografi ve ROC analiz yöntemini de çalışmamıza dahil ederek, yöntemlerin artı ve eksilerini deneyimiz ışığında irdelleyip, tanı doğruluğuna daha gerçekçi bir yaklaşım getirmeyi hedefledik.

2. GEREÇ VE YÖNTEMLER

2.1. Film(Ektaspeed Plus ve Direk Digital Dental Sistem (Sens-A-Ray)

2.1.1. Materyaller

Gözle, sonla ve radyografik olarak inceledikten sonra, 20 çekilmiş posterior premolar ve molar insan dişi seçildi. Toplam 40 proksimal yüzeyden 25 tanesi sağlam, çürüksüz, 15 tanesi ise doğal çürüklüydü. Sağlam yüzeylerden 15 tanesine tam kontak noktalarından ya da bunun biraz altından 3 değişik çapta rond frezler kullanılarak 3 değişik derinlikte yapay lezyonlar oluşturuldu. Bu derinlikler aşağıdaki şekilde gruplandı:

1. Minenin dış yarı yüzeyinde sonlanan
2. Minenin iç yarı yüzeyinde sonlanan
(Mine-dentin sınırına kadar)
3. Dentinde sonlanan

Gruplarda dokuların içerdikleri derinlikleri sağlamak amacıyla, yapay lezyonlardan; minenin dış yarı yüzeyini kapsayanlar 0.5 numara (yaklaşık çapı 0.6 mm) frez ile, iç yarı yüzeyini kapsayanlar 2 numara (yaklaşık çapı 0.8 mm) ve dentini kapsayanlar ise 6 numara (yaklaşık çapı 1.7 mm) frezler kullanılarak hazırlandı. Çalışmanın 10 sağlam, 15 doğal çürük ve 15 yapay çürük üzerinde sürdürülmesi planlandı. Her bir doğal çürüklü ve

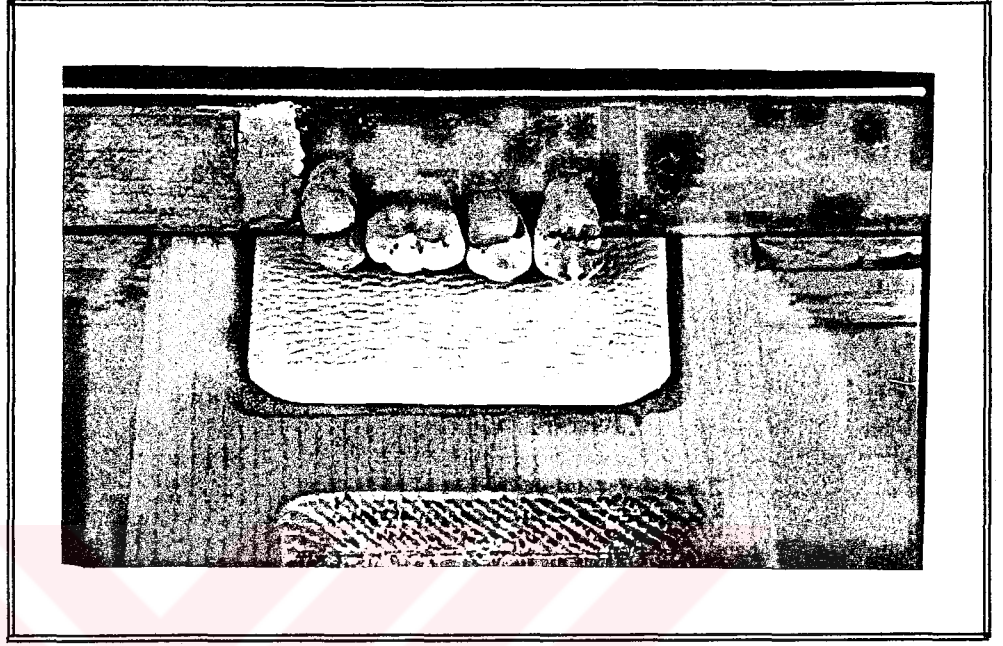
yapay çürüklü grup kendi içinde 3 değişik derinliğe ayrıldı. Bunlardan 5 tanesi minenin dış yarı yüzünü, 5 tanesi mine-dentin sınırına kadar olan minenin iç yarı yüzeyini, 5 tanesi dentini de içermekteydi. Bundan amaç, gözlemcilerin yorumunda klinik değerlilik taşıyan olguların elde edilmesini sağlamaktı.

Bu şekilde hazırlanan dişler tek tek şeffaf akril içine gömülüp, blok yüzeyi ile proksimal kontak yüzeylerinin aynı çizgide olması dikkate alınarak bloklandı ve her bir blok numaralandı (Resim 2).



RESİM 2

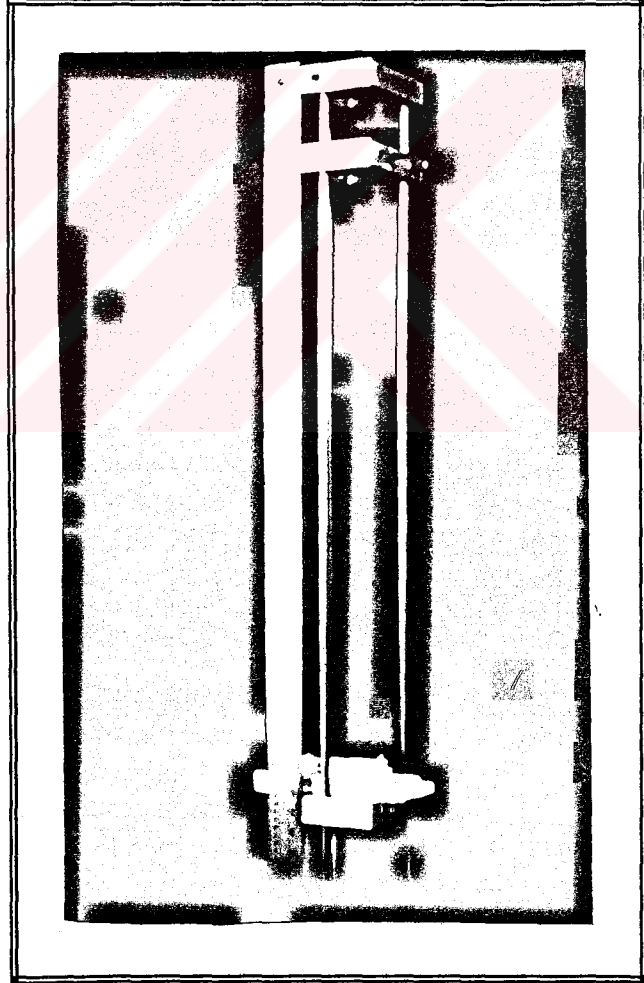
Bloklar metal bir kanal üzerine yerleştirilerek helezon bir yay yardımı ile blokların ve kontak noktalarının sabit bir şekilde aynı düzlemde kalması sağlandı(Resim 3).

**RESİM 3**

Bu dizayn sayesinde metal kanal içerisine yerleştirilen dişlerin yerlerini tek tek değiştirerek rastgele dağılımlar içerisinde konumlandırılması sağlandı. Bu işlemde hedef, gözlemcilerin aynı yüzeyleri sürekli aynı sıra içinde görmek zorunda kalıp, lezyonlara tanıtık olma riskini ortadan kaldırmaktı. Yani gözlemcinin değerlendirdiği hiçbir görüntüdeki yüzey dağılım sırası birbirinin aynı değildi. Dikdörtgen şeklindeki Sens-A-Ray alıcısının boyutu normal bir erişkin periapikal filmin boyutundan daha küçüktür. Bu nedenle, her ışınlama iki deneysel diş ile sınırlanmak durumundaydı. Ayrıca, bu deneysel dişlerin her iki tarafına, proksimal kontak devamlılığını korumak amacıyla iki ayrı diş daha yerleştirildi. Yalnızca kontak amaçlı kullanılan bu dişler çürüksüzdü ve her bir görüntüde aynı dişlerin kullanımında bir sakınca görülmedi.

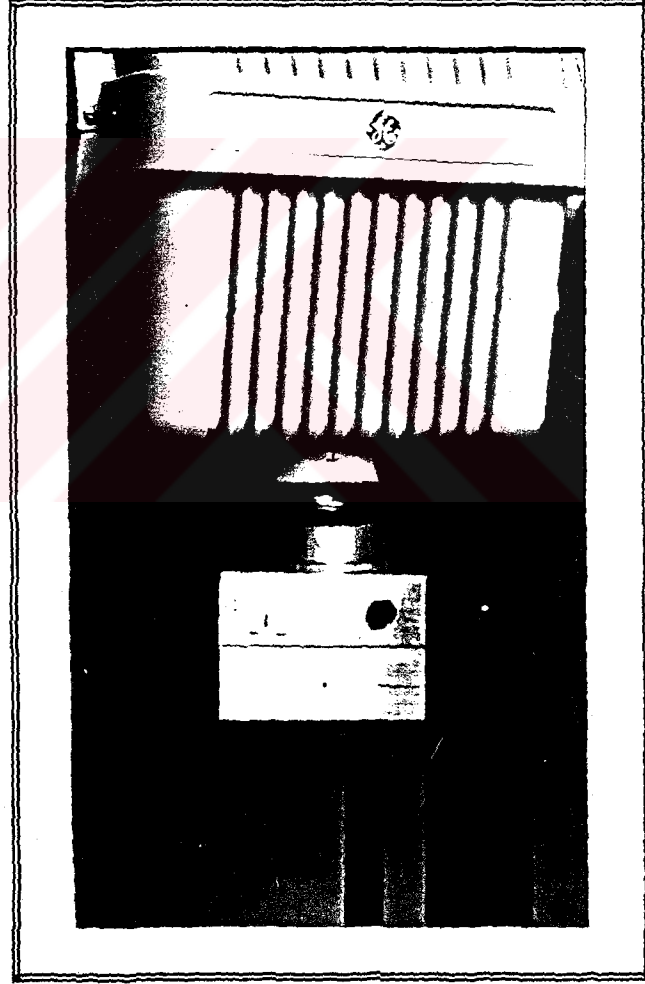
2.1.2. Radyografik Görüntülerin Elde Edilmesi

Dişleri taşıyan metal kanal, ortası yuvarlak biçimde delinmiş olan bir platform üzerine yerleştirildi. Platformdaki yuvarlağın çapı erişkin boyutundaki bir periapikal filmi (No:2), ya da Sens-A-Ray alıcısını içine alacak büyüklükteydi. Bu platform, vidalar yardımıyla test kolonuna bağlanarak, obje, film ve x-ray kaynağı arasında mesafeyi istenilen ölçülerde standardize edebilecek şekilde konumlandırıldı(Resim 4).



RESİM 4

Bir General Electric GE 100 dental x-ray üniti (General Electric Company, Milwaukee, WI, USA), açıklığı ışın kaynağı konunun çapına uyan diğer bir platformun adapte edildiği test kolonunun tepe noktasından, düzeneğe bağlandı. Tüm işinlamalarda, 90 kVp, 3.5 mm alüminium total filtrasyon, 1000 mm kaynak obje mesafesi ve 7 mm obje reseptor mesafesi kullanıldı(Resim 5).



RESİM 5

Dişler ışınlanmadan önce, orta bölümde çapı bir erişkin periapikal film boyutunda delinmiş bir platform üzerine, ortama yumuşak doku eşdeğeri bir maddenin katılması amacıyla 2 cm'lik su havuzu içine alındı. Su düzeyi dişlerden 15 mm yukarıda tutuldu. Işınlamalar, bir molar dişin markajlanmış bir bölgesinde optimal densite ve piksel değerlerinin sağlanabileceği sınırları belirlemek amacıyla 3 farklı ışınlama süresiyle gerçekleştirildi. Bu farklı ışınlamalar ile, bir molar dişin markajlanmış bir bölgesinde birbirinden farklı bantta oluşmuş ve linear ilişki içerisinde gözlenen densite ve pixel değerlerini elde etmek amaçlandı. Densiteyi saptamak amacıyla 1 mm çapında yuvarlak uca sahip bir TD 502 Macbeth transmission densitometresi kullanıldı (Kollmorgen Corporation, Newburgh, NY, USA). Sens-A-Ray görüntülerindeki pixel değerleri ise; üretici firmanın software'i yardımıyla, film üzerinde adı geçen belirlenmiş dentin bölgesine uyan, 1 mm karelik bir alandan görüntü alınarak hesaplandı.

Filmler bir AT 2000 otomatik banyo makinasında (Air Techniques Inc., Hicksville, NY, USA), 28 °C'de banyo edildi. Taze Picker solüsyonu kullanılarak, total banyo zamanı 5.5 dakika olarak ayarlandı. Sens -A-Ray görüntüleri, hiçbir software modifikasyonu yapılmaksızın elde edildiği ilk şekliyle korundu.

2.1.3. Görüntülerin Değerlendirilmesi

Görüntülerin değerlendirilmesinde yer alan gözlemciler 7 son sınıf dişhekimliği öğrencisi ve 7 akademisyen dişhekiminden oluştu. Maskelenmiş radyografiler, herbir gözlemci tarafından sadece negatoskoptan gelen ışığın olduğu karanlık bir odada incelendi. Sens-A-

Ray görüntüleri ise tümüyle karanlık bir odada değerlendirildi. Değerlendirme boyunca, görüntülerin açıklık ve koyuluğuna ait detayların, gözlemciler tarafından softwareden faydalanarak değiştirilmesine izin verilmeyerek tüm şartlar sabit tutulmaya çalışıldı. Hem radyograflara ait hem de Sens-A-Ray'a ait görüntüler gözlemcilerle yeniden düzenlenmiş rastgele bir dağılım içerisinde sunuldu. Radyografların değerlendirilmesi sırasında, tüm gözlemcilerin, büyütme katsayısı yaklaşık 1:2 olan büyütücü bir lens kullanmaları istendi.

Gözlemcilerden her bir görüntüde, her bir deneysel yüzeydeki, çürüğün varlığı ya da yokluğuna ilişkin kanıtlarını, aşağıda açıklaması yapılmış 5 noktalı bir skala esas alınarak, kaydetmeleri istendi. Bu değerlendirme 3 değişik derinlik için ayrı ayrı uygulandı.

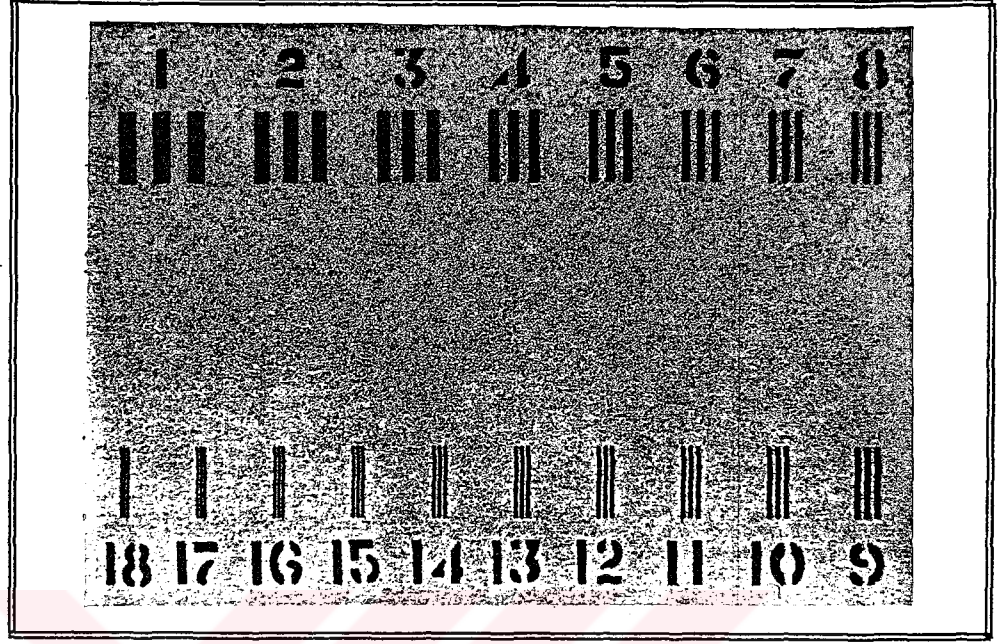
1. Kesinlikle çürük var
2. Muhtemelen çürük var
3. Emin değil
4. Muhtemelen çürük yok
5. Kesinlikle çürük yok

Bu yolla her bir gözlemciden, her bir görüntü için 12 sonuç elde edilerek; yüzey, derinlik ve gözlemci faktörleriyle birlikte değerlendirilen 120 görüntü için, toplamda 20.160 sonuç elde edildi. Elde edilen bilgiler Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) yardımıyla değerlendirilerek, gözlemcilerin her yüzey için vermiş olduğu yanıtlar, yüzeyin sağlam, doğal çürüklü ve yapay çürüklü oluşlarına göre gruplandı. Rastgele bir dağılım içinde gözlemcilerle sunulmuş olan yüzeyler, bilgilerin ayırımından sonra orijinal sıraları içinde saklandı.

2.2.Digitalize Görüntüler

2.2.1. Digital Görüntülerin Elde Edilmesi

Çalışmanın ilk bölümünde kullanılan 60 radyografiden 20 tanesi digital görüntüye çevrildi. Digital görüntüler, KODAK EKTASCAN Image Transmission System (Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA) yardımıyla, Compact Disk üzerine kaydedildi. Her bir radyografinin görüntüleri, matriks boyutları 192 x 128 den 3.072 x 2.048'e kadar değişen 5 değişik rezolüsyonda gerçekleştirildi. Her pikselde üç bytes bulunmaktaydı ve milyonlarca sayıda gri tonlama kullanılmıştı. Bu görüntülerden 384 x 256 matriks boyutlular seçildi ve gri tonlama sayısı 256 ya indirildi, bu durumda her pikselde 1 byte vardı. Bu yolla elde edilen görüntüler, Sens-A-Ray direk digital dental görüntü sistemiyle oluşturulan görüntülerle karşılaştırılabilecek kalitedeydi. Rezolüsyon LPP yardımıyla karşılaştırıldı(Resim 6).

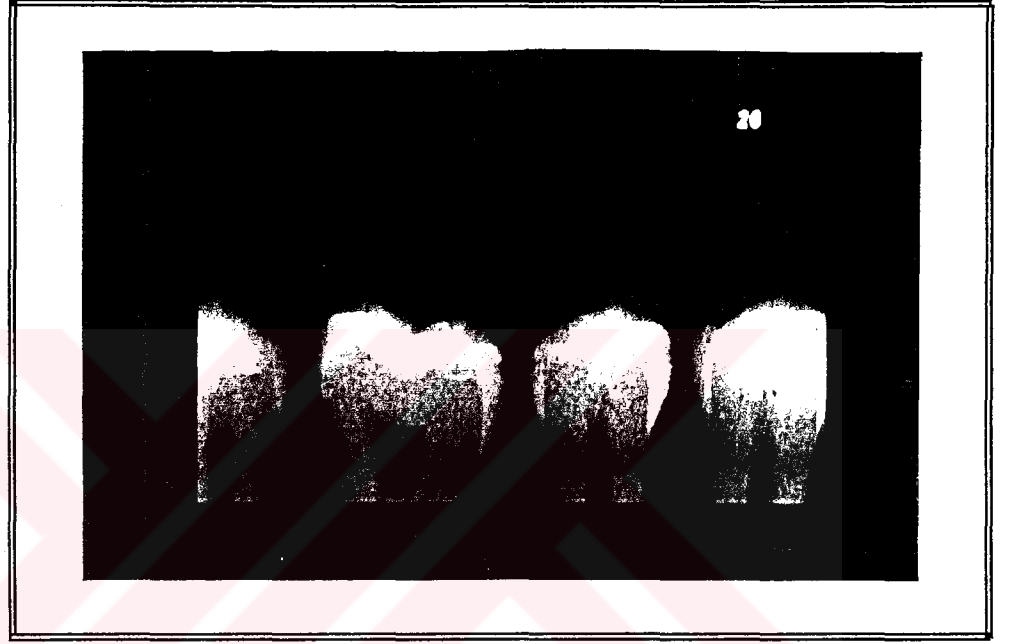


RESİM 6

Çalışmanın ilk bölümünde Sens-A-Ray ve film görüntüleri arasında diagnostik doğruluk açısından büyük bir farklılık bulmadığımız için dijital görüntülerde de daha yüksek resolüsyonların kullanılmasına gerek görülmedi.

Farklı indirek dijital görüntüler arasındaki tanısai değerliliği belirlemek amacıyla, indirek dijital görüntülerin matris boyutu ve gri tonlama sayısına ait ileri indirgemeler Color-It software (MicroFrontier, Des Moines, IA, USA) kullanılarak gerçekleştirildi. Böylece gerek matris gerekse farklı değerdeki gri tonlama kombinasyonları oluşturularak, 8 kata varan dosya boyutundaki değişiklik ile değerlendirmeye esas olacak indirgenmiş varyasyonlar elde edildi (Tablo 2).

Toplam olarak oluşturulan 120 digital görüntü PowerPoint software (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) yardımıyla okluzal yüzeyin biraz üzerinden, dişin anatomik serviksinin altına kadar çerçeveselendi(Resim 7).



RESİM 7

Daha sonra dişler rastgele bir sıra içerisinde, aşağıdaki şekilde yeniden düzenlendi.

- 30.** tanesi kendi orijinal şeklinde bırakıldı,
- 30.** tanesi horizontal,
- 30.** tanesi vertikal,
- 30.** tanesi hem horizontal hem de vertikal olarak çevrildi.

Bu yöntemin kullanılışı, gözlemcilerin görüntülerin sıralanışını hatırlayabilme olasılığının azaltılmasına yöneliktir.

Digitalize edilmiş verilerden dört set görüntü elde edildi. Görüntüler bilgisayar ekranından, 5.5 büyütme faktöründe incelendi. Görüntü setlerinden iki tanesinde 600 d.p.i. yazıcı kullanarak yazıcı çıkışı elde edildi. Bunlardan birinde büyütme faktörü 7.2'ydi ve her sayfada 1 görüntü vardı. Diğer setteki büyütme faktörü 2.2'ydi ve her sayfada 6 görüntü vardı. Son sette görüntüler PowerPoint software yardımıyla orijinal radyograflarla aynı büyütmeye sahip 35 mm'lik slayt görüntülerine dönüştürüldü. Her dört grup için de gözlemcilerin inceleme mesafelerini kendilerinin belirlemelerine izin verildi.

2.2.2. Görüntülerin Değerlendirilmesi

Standart gözlem koşulları altındaki rastgele dağılım gösteren görüntüler, yedi dişhekimi tarafından bilgisayar ekranından incelendi. Değerlendirme tümüyle karanlık bir odada gerçekleştirildi. Gözlemciler çalışmanın ilk bölümünde yer alan genel diş hekimlerinden oluşuyordu ve çürük dağılımı hakkında bilgilendirilmemişlerdi. Değerlendirme seanslarında belli bir zaman sınırlaması konmamıştı. Gözlemcilerden, 120 digital görüntüye ait fikirlerini daha önce tarif edilen üç değişik derinlik için, beş noktalı bir skala kullanarak bildirmeleri istendi. Bir önceki bölümde de tarif edildiği gibi, proksimal yüzde çürüğün varlığı ya da yokluğuyla ilişkili olan bu skala aşağıdaki gibiydi:

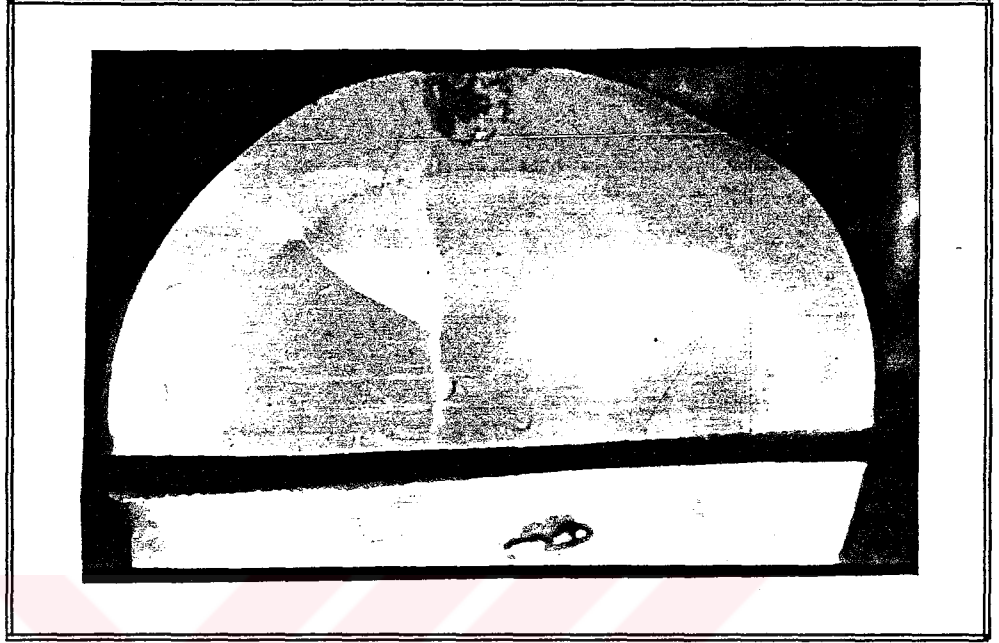
1. Kesinlikle çürük var
2. Muhtemelen çürük var
3. Emin değil
4. Muhtemelen çürük yok
5. Kesinlikle çürük yok

Aynı gözlemciler, iki değişik seansta normal oda aydınlatmasında iki set halindeki görüntü yazıcı çıkışlarını da değerlendirdiler. Dördüncü seansta da digital görüntülerden elde edilmiş olan kopya slaytlar karanlık bir odada, maskelenmiş halde, bir el büyüteci yardımıyla negatoskop üzerinde incelendi. Bu dört seansın sırası gözlemciler arasında hep aynı diziyi takip etmeyip, her bir gözlemci için rastgele bir dağılım içerisinde değiştirildi. Dört set görüntüyü içeren her bir seansın süresi, 35 ile 100 dakika arasında değişti. Tüm veriler değerlendirmeye aktif olarak katılan yedi gözlemcinin dışındaki bir gözlemci tarafından kaydedildi.

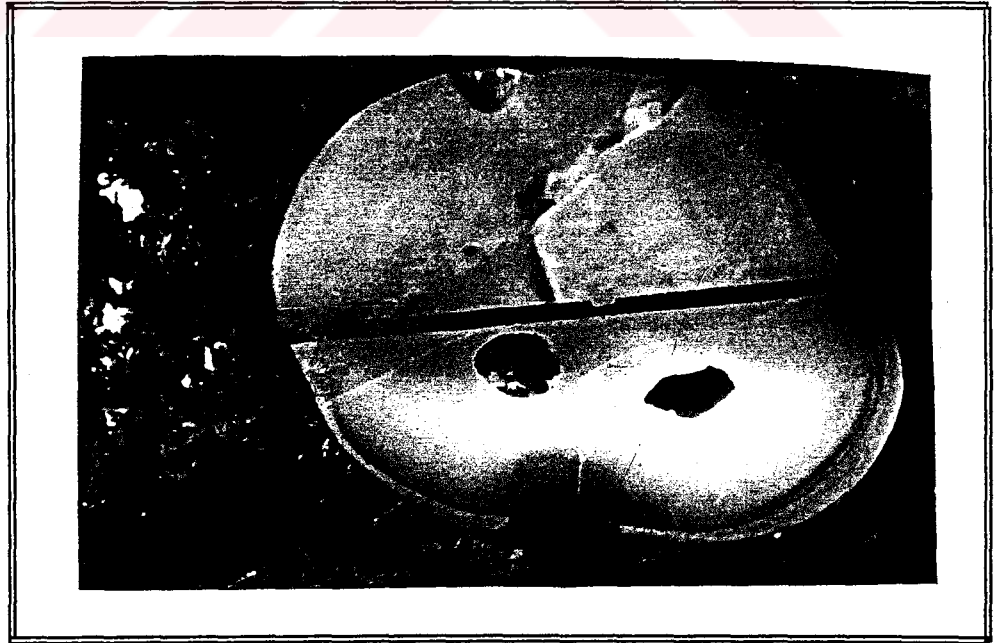
Bunun yanısıra, gerek sağlam, gerek doğal çürüklü ve yapay çürük oluşturulmuş dişlerde radyografik olarak elde edilmiş çürüğe ait görüntülerin gerçekteki görüntü benzerliklerini ve bir bağlamda sınırlarının belirlenmesine yönelik sağlama yapmak amacıyla, daha önce bu amaçla kullanılmış dişlerden aşağıda açıklanan yöntemle kesitler hazırlandı.

2.3. Kesitlerin Hazırlanması

Çalışmanın sonunda, dişlerden 0.35 mm kalınlıkta yuvarlak elmas bıçağa sahip, düşük devirli bir kesit hazırlama cihazı ile (Isomet, Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) kesitler alındı. İlk kesi, dişlerin okluzalinden serviksine kadar longitudinal olarak hazırlanarak, iki ara yüzeyin birbirinden bağımsız olarak değerlendirilmesi sağlandı. Çünkü her iki yüzeyinde de farklı düzlemlerde olabilecek iki ayrı lezyon içeren dişlerde, vertikal düzlemde hazırlanacak bütün bir kesi, aynı düzlemde olmayan iki ayrı lezyonun derinliğini saptamada yanılmalara neden olabilirdi (Resim 8, 9).



RESİM 8



RESİM 9

İkinci aşamada, longitudinal düzlemde ayrılan dişler üzerinde, her iki proximal parçanın, vertikal olarak 0.5 mm'lik dilimler halinde kesitleri alındı. Kesit alma işlemi, okluzalden servikse kadar yapılırken, doğal ya da yapay çürüğe ait derinliğin tümüyle görülebilir olduğu yere kadar sürdürüldü. Bu noktada hem diş üzerinde, hem de 0.5 mm'lik kesit parçası üzerindeki lezyon, bir zoom lens dissecting mikroscope ile incelendi. Lezyonlardan mine dış yüzeyine ve mine kalınlığından dentine kadar ulaşan lezyonlar çok belirgin oldukları için kendi doğal sınırları içerisinde, buna karşın mine dış yüzeyinden başlayıp dentine kadar ulaşmamış lezyonlar ise belirgin bir derinliği oluşturmadıklarından, mevcut mine kalınlığının 1/2'si olarak kabul edilerek değerlendirmeye tabi tutuldu.

2.4. İstatistiksel Değerlendirme

Diagnostik doğruluğun saptanmasında analiz yöntemi olarak ROC tekniği kullanıldı. Çalışmanın ilk bölümü için, tekniği uygularken iki ayrı bilgisayar programı kullanılarak sonuçlar karşılaştırıldı. Bunlardan biri Metz'e ait ROCFIT adını taşıyan program diğeri ise Centor'a ait ROC ANALYZER adı altında bir bilgisayar programıydı. Metz'e ait ROCFIT programı ile elde edilen bulgularda çok fazla sayıda dejenere sonuçla karşılaşıldığından, çalışmaya ait sonuçlara varırken ve de çalışmanın ikinci bölümüne ait bulguları elde ederken, sadece nonparametrik yöntem ile, Centor'a ait ROC ANALYZER metodu kullanıldı. ROC alanları herbir gözlemci ve 12 görüntü sistemi için ayrı ayrı hesaplandı. Skaladaki yanıtlardan 1 ve 2 kategorisi, yüzeylerdeki doğal ve yapay çürüklerin varlığına ait saptamalarda esas alınırken, 4 ve 5 kategorisi sağlam yüzeylerin saptanmasına ait esası oluşturdu. Böylece, gözlemcilerden elde edilen sonuçlar ile ROC ANALYZER metodundan elde edilen sonuçların

karşılaştırılması, bize, tüm yanıtlar içerisindeki doğru yanıtların oranının belirlenmesini sağladı. Bu değerler de, sensitivite anlamına gelen true positive ve spesifite anlamına gelen true negative oranlarını ortaya koymaktaydı. Yine bu analiz şekli herbir gözlemci ve görüntü sistemi için uygulandı ve tüm olgulara ait ortalamalar ve standart hatalar elde edildi.

ROC alan değerleri, sensitivite ve spesifiteye ait değerlerin varyans analizlerini elde etmek için, SYSTAT adı altındaki (Version 5.2.1, Evanston, IL, USA) bir bilgisayar program paketinin general linear model subdivizyonuna dahil olan ANOVA testi kullanıldı. 3 değişik ışınlamaya ait ortalamaların karşılaştırılması için ise Bonferroni testi kullanıldı.

3. BULGULAR

3.1. Film(Ektaspeed Plus ve Direk Digital Dental Sistem (Sens-A-Ray)

3.1.1. Lezyon varlığı ve derinliğine dair Gold Standart

Dişlerin kesitleri alındıktan sonra Gold Standardımız Silver Standarda doğru değişmek durumunda kaldı. İncelediğimiz 10 sağlam yüzey sayısında bir değişiklik yoktu. Oysa doğal çürüklü lezyonların çoğu beklediğimizden daha ileriydi. Planlanan 5 mine dış yüzeyi, 5 mine iç yüzeyi ve 5 dentin lezyonu yerine; 1 adet mine dış yüzeyine ve 14 adet dentine ait lezyon bulduk. Gold Standart açısından, dentin derinliğinde diye sınıflanan lezyonların radyolojik olarak bulgu vermemiş olması bir dereceye kadar sürpriz değildi. Kesit alımından sonra yapay lezyonların da beklenen dağılımda olmadığı görüldü. Bu bölümde de 8 mine dış yüzeyi, 5 mine iç yüzeyi ve 3 dentin lezyonu olduğu saptandı.

3.1.2. Işınlama Densiteleri ve Pixel değerleri

Densite ve pixel değerleri, Tablo 3'te de gösterildiği gibi, bir dişin aynı bölgeye uyan dentininde 12 değişik görüntü yöntemi için ayrı ayrı hesaplandı. Radyograflar üzerindeki faydalı densite sınırları base plus fog ve 1.29 değerleri arasındayken, digital görüntüler için faydalı piksel değerleri de 0 ile 155 arasında değişiyordu. Şekil 2 ve 3 bu değerleri

grafiksel olarak verirken, film ve Sens-A-Ray görüntülerinde yakaladığımız densite ve piksel değerlerinin karşılaştırılabilir paralellliğini de net bir biçimde ortaya koymaktadır.

3.1.3. ROC alanları ve Doğru Yanıtların Oranları (Sensitivite ve Spesifite)

Centor'a ait nonparametrik program tümüyle dejenere olmayan sonuçlar verdi. Şekil 4 doğal ve yapay çürükler için Ektaspeed Plus ve Sens-A-Ray'a ait sonuçların bir karşılaştırmasını ve bunların standart hatalarını göstermektedir. Şekil 5'te ise şekil 4'de ROC analizi için kullanılan gözlemci sonuçlarının doğru yanıt oranları karşılaştırılmaktadır. Değerler herbir gözlemci için standart hatalar ile birlikte ayrı ayrı hesaplanıp sonra bunların ortalamaları alınarak elde edilmiştir. Şekil 4 den farklı olarak, sağlam, doğal çürüklü ve yapay çürüklü olmak üzere 3 kolona ait sonuç olmasının nedeni, sağlam olan kategoriye ait yanıtların da karşılaştırılabilme olanağının olmasıdır. Oysa ROC analizi için normal ve normal dışına ait sayılar kullanılırken normal olarak kabul edilen sağlam grup standarttır ve elde edilen alan değeri normal dışı, hastalıklı olan gruba aittir. Beşinci şekilde görülen sağlam yüzeylere ait kolon, spesifiteyi veren gerçek negative yanıtların oranını ortaya koyarken, diğer iki kolon doğal ve yapay çürüklü lezyonlar için, sensitiviteyi veren gerçek pozitif(TP) yanıtlarını oranını ortaya koymaktadır.

Şekil 6 ile 7 aynı karşılaştırmaların 3 değişik ışınlama için elde edilen sonuçlarını, şekil 8 ile 9 yumuşak doku eşdeğeri olarak kullanılan su ile elde edilen sonuçları ve şekil 10 ile 11 gözlemci olarak kullanılan dişhekimleri ve dişhekimliği son sınıf öğrencilerinin yorumlarının karşılaştırmasını göstermektedir.

Tablo 4 ROC alanları için, tablo 5 doğru yanıtların oranı (sensitivite ve spesifite) için varyans analiz sonuçlarını vermektedir. Bu tablolara interactionslar dahil edilmemiştir çünkü; $p=0.05$ seviyesindeki tek anlamlı interaction, yapay çürükler için hesaplanan ROC alan değerlerinde görüntü alıcı ve su arasında bulunmuştur ($p=0.02$).

Bu analizler yapay ve doğal çürük lezyonlarını karşılaştırmıyordu. Çünkü bu iki grup istemli olarak birbirinden ayrı tutulmuştu. Bununla beraber, varyans analizi bu iki grup yüzey arasında ROC alan değerleri ($F=1.315$, $p<0.0005$) ve sensitivite ($F=1.315$, $p<0.0001$) için oldukça anlamlı bir farka işaret etti. Tüm olgularda ROC alan değerleri ve sensitivite, yapay lezyonlarda doğal lezyonlara oranla daha yüksek değerler verdi. Yapay lezyonlarda ROC alan değerleri 3 numaralı ışınlama serisine uyan bölümde %1, 1 numaralı ışınlama serisine uyan bölümde ise % 5 daha büyüktü. Yapay ve doğal lezyonlara ait elde edilen sensitivite sonuçları daha büyük farklara sahipti ve %6'dan %11'e uzanıyordu. Yapay kaviteelerde, gerçek negatif(TN) ya da diğer deyişle spesifite oranları, sensitivite oranlarından daha düşüktü. Doğal kaviteelerde ise son sınıf öğrencilerinde 2 ve 3 numaralı ışınlamalarda spesifite değerleri sensitivite değerlerinden daha düşüktü.

Sens-A-Ray her iki doğal çürüklü ve yapay kaviteeler için, hem ROC alan değerlerinde hem de sensitivite ve spesifite değerlerinde anlamlı bir şekilde düşük sonuçlara sahipti. ROC analizinden elde edilen fark, sensitivite ve spesifite arasındaki farktan daha düşüktü. Yapay kaviteeler dışındaki ROC analiz değerleri, 1 numaralı ışınlama setinde, 2 ve 3 numaralılara oranla anlamlı bir şekilde düşüktü. 2 ve 3 numaralı ışınlamalar kendi içlerinde bir fark göstermediler. Sağlam yüzeylerde bu

anlamda ters bir eğilimle, en düşük ışınlamada daha yüksek spesifite değerleri elde edildi ve yalnızca 1 ve 3 numaralı ışınlamalar arasında anlamlı farklılık bulundu.

Doku eşdeğeri olarak suyun kullanımı, yapay lezyonlardaki görüntü alıcı ve su etkileşimi dışında, ROC analiz sonuçlarında anlamlı farklılıklara yol açmadı. Yapay lezyonlar için sözü edilen farklılık, Sens-A-Ray görüntülerindeki suya ait etkiler sonucundaydı ve susuz ve su kullanımı ile elde edilen ROC alan değerleri sırasıyla, 0.81 ve 0.84'tü. Bu, diğer görüntü sistemlerinde tam ters bir yol izleyerek, su kullanımı ile elde edilen ROC alan değerleri daha yüksek değerler verdi, fakat bu da üstteki diğer sonuçta olduğu gibi istatistiksel olarak anlamlı değildi. Sonuçta biz bu etkileşimi zahiri olarak değerlendirdik.

3.2. Digitalize Görüntüler

3.2.1. ROC alanları ve Doğru Yanıtların Oranları (Sensitivite ve Spesifite)

Çalışmanın ikinci bölümünde, digitalize görüntülere ait sonuçlar da yine, ROC ANALYZER bilgisayar programı ile gerçekleştirildi. Şekil 12 bilgisayar ekranından değerlendirilen görüntülere ait ROC alan değerlerinin grafiğini, şekil 13 ise yine bilgisayar ekranından değerlendirilen görüntülerin doğru yanıt oranlarına ait grafiği göstermektedir. Aynı sırayı izleyerek; şekil 14, 15 büyük yazıcı çıkışlarına, şekil 16, 17 küçük yazıcı çıkışlarına ve şekil 18, 19 ise slaytlara ait görüntülerin ROC alan değerleri ve doğru yanıt oranlarını gösteren grafikleri vermektedir. Ayrıca tüm grafiklerde, ilk kolonda çalışmanın birinci bölümünde görüntü alıcı olarak kullanılan filme ait verileri de yer

almaktadır. Şekil 20 ise bilgisayar ekranı, büyük ve küçük yazıcı çıktıları ile slaytlar için ortalama ROC alan değerlerinin bir karşılaştırmasını vermektedir. Buradan da izlendiği gibi, slayt görüntüleri, en çok indirgenen grup olan 6 numaralı rezolüsyon dışında, en yüksek değerleri veren gruptu.



4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Arayüz çürüklerinin radyografik olarak saptanabilirliğine ve varılan tanının doğruluğuna ait çalışmaların hemen tümünde ana hedef olarak dişhekimliği biliminde klinik yanılığı en aza indirgeyip, en doğru ve tartışmasız tanıyı verebilecek kriterleri yakalamak ve bu kriterleri geliştirmek ilkesinin benimsendiği gözlenmektedir. Konvansiyonel radyografi tekniği kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalar; kilovoltaj, film hızı, film elde edilmesine ait teknik özellikler (filtrasyon, kolimasyon), banyo solüsyonu, x-ray ünitesi, gözlem koşulları, gözlemci performansı gibi parametrelerin tanı doğruluğuna olan etkisini araştırmaya yöneliktir. Kilovoltaj ile ilgili çalışmalara bakıldığında; Curby ve Wuehrmann klinik kullanıma elverişli densite değerini, en uygun olarak 95 kVp'de elde ettiklerini savunurken⁴⁴, Goodenough ve arkadaşlarına göre, subjektif olarak düşük sonuçlar vermiş olsa da; 90 kVp çürüğün tanı doğruluğunda negatif yönde herhangi bir etkinliği olmadığı iddiaları da gözden kaçırılmamalıdır⁴⁵. Horton ve arkadaşları klinik diagnostik kaliteyi belirlemek üzere yaptıkları çalışmalarında iki değişik hızda filmi (Ektaspeed ve Ultraspeed) karşılaştırmışlar ve aynı zamanda da 70 kVp'nin 90 kVp'ye olan üstünlüklerini saptamayı amaçlamışlardır⁶⁸. Sonuçlarında; 90 kVp'de Ektaspeed ile elde ettikleri diagnostik kalitenin, 70 kVp'de Ektaspeed ve hem 70 hem de 90 kVp'deki Ultraspeed kullanımıyla elde ettikleri diagnostik kaliteden daha yüksek olduğunu vurgulamışlardır. Svenson ve arkadaşları, premolarlarda arayüz çürük modeli kullanarak

yaptığı çalışmada; kilovoltajdaki azalmayla birlikte artan bir diagnostik doğruluk şeklinde, istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulmuştur⁴⁶. Price'ın 1986'da yaptığı çalışmada elde ettiği veriler de Goodenough ve arkadaşlarının sonuçlarını desteklemektedir⁸. Yine Svenson ve arkadaşları 1994'teki bir çalışmalarında ışınlamanın tanı doğruluğunda istatistiksel olarak anlam ifade etmeyen bir oranda etkili olduğunu ortaya koyarken, ileri sürdükleri bu sonuç, yazarın 1986'da yaptığı çalışmada elde ettiği sonuç ile net bir biçimde farklılık göstermektedir.²² Tüm bu çalışmaların sonuçları, koruyucu dişhekimliği ve radyasyondan korunma bazında irdelendiğinde daha da anlamlı olmaktadır. 70 kVp'den 90 kVp'ye kadar olan ışınlamalarda, X-ışınlarının büyük miktarı hastayı geçip film ya da görüntü alıcısı ile etkileşime girmekte, böylece hastanın aldığı dozun indirgenmesi sağlanmaktadır. 70 kVp'nin altındaki ışınlamalarda ise X-ışınları hasta üzerinde absorpsiyona ve yanısıra daha fazla yansımaya neden olup, hastanın aldığı dozun artışı ile sonuçlanırken diğer yandan da artan film fogu ile görüntüde bozunmaya sebep olmaktadır⁴¹. Biz çalışmamızda konuya bu duyarlılıkla yaklaşmayı göz ardı etmeyip, artan kilovoltajın hastadaki deri dozunu ve total absorbe edilen radyasyon dozunu azalttığını göz önünde bulundurarak, 90 kVp'yi tercih ettik.

Film hızına ait çalışmalarda; dişhekimliği rutinde en çok kullanılan Ultraspeed ve Ektaspeed kullanımının diagnostik kalite ve tanı doğruluğuna olan etkisine bakıldığında sonuçlar hemen tüm çalışmalarda Ektaspeed filmler lehinedir^{58, 69-72}. Oysa, 1994'te Kodak tarafından Ektaspeed Plus adı altında tanıtımı yapılan filmin, gerek Ultraspeed gerekse Ektaspeed filmlerden, aynı hız sınırları içerisinde, faydalı densite değerleri ve kontrast yönünden daha üstün özelliklere sahip olduğu bilinmektedir.¹⁵ Biz bir avantaj gibi düşündüğümüz bu

sonuçlar nedeniyle çalışmamızda Ektaspeed Plus kullanımını uygun gördük.

İntraoral direk digital radyografik görüntü yönteminin avantajlarından olan; filme ihtiyaç göstermemesi, buna bağlı olarak film banyosuna olan ihtiyacın ve de beraberinde ortaya çıkabilecek banyo işlemi ve karanlık odaya ait hatalardan kaynaklanabilecek görüntüdeki kalite eksikliği riskini ortadan kaldırması, tedavi seansını bölmemesi, hastaya ait bilgilerin kolay ve emin bir şekilde saklanabilmesi, konvansiyonel radyografler için uygulanan ışın dozunun sadece yüzde 25-40'ının yeterli olması, tartışmasız kabul görmektedir⁷³⁻⁷⁷. Radyografik görüntüdeki düşük görüntü kalitesine ait nedenlerin büyük bölümünü banyo hatalarının oluşturduğu ve uygun oda koşullarında kullanılacak otomatik banyo ile bu hataların minimuma indirgenerek, görüntüde kaliteyi yükselteceği bilinmektedir. Bu anlamda, direk digital görüntü cihazının bir dezavantajıymış gibi görünen fiyatı, ideal koşullardaki otomatik bir banyo tankı ve karanlık oda donanımının ederi ile hemen hemen aynıdır. Bu arada İntraoral direk digital radyografi yönteminin çok net ve çarpıcı bir avantajmış gibi görünen düşük ışınlama dozunu da kendi içinde tartışmak gerekmektedir. Bir periapikal film başına düşen ışınlama dozu ile bir intraoral direk digital görüntü için gereken ışın dozu karşılaştırıldığında sonuç gerçekten çarpıcıdır. Fakat birçok yayında ortaya konduğu gibi 24, 39, 78, periapikal filmin boyutu ile digital cihazın CCD boyutunun farklılığını da dikkate almak gerekmektedir. Yalnızca iki dişi içine alabilen CCD kullanımı, normalde 14 periapikal film ile gerçekleştirilen bir full mouth görüntülemeyi ancak 20 periapikal film ile yapabileme anlamına gelmektedir. Bu da subjektif olarak ilk andaki çarpıcı doz farkını bir miktar da olsa azaltmaktadır. Bunun yanısıra son dönemde, digital cihazlarda

CCD boyutunun iki dişten daha fazla dişi içine alabilir tarzda büyütülmesi ve böylece full mouth görüntülemenin konvansiyonel yntemdekine yakın bir işinlama ile sağlanması yeni bir avantaj olarak değerlendirilebilir.

Tıp biliminde ROC analizi, görüntü sistemlerinin diagnostik karşılaştırılmasında giderek önemli bir anlam kazanırken, uygulanaşına ait zorlukları ve tartişmaları da beraberinde taşımaktadır. Diğer bir çok yazarla birlikte^{56, 79} Swets ve Pickett⁶¹ oran skalasının oluşturulmasında, orta noktanın "hastalığın muhtemel varlığı" olarak tanımlandığı 5 noktalı bir skalayı önererek "belirsiz ya da emin değil" kategorisini göz ardı etmişler ve böylece sınıflamada yer almış gözlemcinin bu kategoriye kullanmasını önlemeyi amaçlamışlardır. Bu düşünce tarzı, gözlemcileri kararlarında kesinlik derecelerini ortaya koymaya teşvik ederken, aynı zamanda, hastalığın varlığını, yokluğuna tercih ettikleri, yani, patolojik olgunun varlığına ait net bir yanıt verebilmenin, yokluğuna ait net bir yanıt verebilmekten daha kolay olduğu durumlarda, sıklıkla belirsizlik konumuna düşmekten alıkoymaya sevk etmeyi amaçlamaktadır. Bununla birlikte, aynı kaynağın "Admitting the 'Equivocal' Response" adlı başlığı altında: "Gözlemcilerin tanı koyarken sıklıkla sınırlı sayıda pozitif yada negatif yanıt verdikleri ve çoğunlukla ikilemde kaldıkları" vurgulanmıştır. Bundan başka, bu konuda orta nokta olarak Pierce and Cornel⁶² "şüpheli", Centor⁸⁰ "belirsiz", bir çok dental araştırmacı^{14, 28, 81} "emin değil" deyimini kullanırken, Hanley⁵⁵ orta noktayı "+/-" olarak göstermiştir. Biz alışmamızda Swets ve Pickett'in⁶¹ belirttiği gibi gözlemcilerin ikilemde kaldıklarında zorunlu bir pozitif ya da zorunlu bir negatif yanıt tercih etmeleri tarzından uzaklaşmaları adına, oran skalasındaki orta noktayı birçok araştırıcı gibi "emin değil" olarak belirledik ki, bu temelde diğer bazı

araştırmacıların kullandığı "şüpheli", "belirsiz" ya da "+/-" tanımlamalarıyla da aynı çıkış özelliğine sahiptir.

Ayrıca araştırmacılara göre, hastalıklı ve sağlıklı olgulara ait örnek sayısının saptanması da değişim göstermektedir. Swets and Pickett normal ve normal dışı (hastalıklı) arasındaki ilişkiyi 2:1 oranında önerirken, bazı araştırmacıların yaklaşık eşit sayıda hastalıklı ve sağlıklı örnek sayısını tercih ettikleri de görülmektedir^{14, 81}. Biz çalışmamızda, yapılan çalışmalara aykırı düşebilecek 1:3 oranını kullandık. Kullanılan yöntemler gereği bu örneklerden geliştirilebilecek varyasyonların bu konudaki açığı kapatacağını düşünmekteyiz. Aslında örnek sayısının belirlenmesi de genellikle çalışmanın kendi içindeki dizaynına bağlı olarak değişebilmektedir. Swets ve Pickett'e göre "Çalışmada kullanılacak orijinal örnek sayısını saptamaya ait kesin bir kriter bulunmamaktadır"⁶¹. Çalışmamızın amacında hastalık prevalansı belirlenmesi gibi bir öge yer almadığı için bu konu üzerinde literatürce desteklenen bir örnek sayısı saptama kaygısı taşınmamaktaydı. Bunun yanısıra, gözlemci sayısını arttırarak, dar bir bantta yer almış gibi düşünülen sınırlı sayıdaki örneğin değerlendirilmesinde, gerçeğe yakın sonuçların elde edilebileceği de gözden kaçırılmamalıdır. Gerek daha fazla sayıda gözlemci kullanarak, gerekse gözlemcilerin inceleme sayılarını arttırarak gerekli olan yanıt sayısını oluşturmak olasıdır. Bu da testin gerektirdiği sensitiviteye bağlı olacaktır. Ayrıca, gözlemcilerin sayısının saptanması, gözlemciler farklı nitelikli gruplardan oluşturulduklarında, değişim gösterebilmektedir. Tüm gözlemciler aynı nitelikli olup, aynı yanıtları vermiş olsaydı, bu sonuçların elde edilmesinde yalnızca bir gözlemcinin varlığının yeterliliği tartışılmazdı. Metz'in⁵⁴ "Örnek sayısı, net bir biçimde, gözlemcilerin farklı görüntü sistemlerinde belli bir experimental örneği tanıyamayacağı yeterlilikte

olmalıdır" ifadesi yöntemimizi destekler niteliktedir. Bunun yanısıra, gerçek lezyonlarla birlikte, gerçek lezyonlar yerine geçirilen yapay lezyonların kullanımının uygun olup olmayacağı da tekniğin diğer bir tartışma konusu olarak kabul edilebilir.

Yukarıda tartıştığımız literatür sonuçlarında yer alan belirsizliklerin bir çoğunun yanısıra çalışmanın amacına bağlı olarak değişmektedir. Eğer beklenen, bir popülasyondaki hastalık prevalansına ait çok ekstrem bir diagnostik sonuç elde etmeye yönelikse, o zaman örnek sayısının popülasyonu temsil etmesi gerekliliği ana prensiptir⁴⁹. Oysa amaç; iki ya da daha fazla görüntü sistemini tanısal değerlilik açısından karşılaştırmaksa, yukarıdaki gibi bir zorunluluk yerine, değerlendirilmesi yapılan diagnostik modellemelerin yapı olarak gerçekteki koşullarla olan benzerliğinin sağlanması daha büyük önem taşır. Çalışmamızın yönteminin belirlenmesinde bu esaslara uygunluğun sağlandığı fikrindeyiz. Birbirinden oldukça farklı iki görüntü sisteminin diagnostik doğruluğunu, az sayıda uyumlu bir yanıtla ortaya koyabilmek, birbirine çok benzeyen iki görüntü sistemine ait diagnostik doğruluğu ortaya çıkarabilmekten çok daha kolaydır. Buradan çıkan sonuç çerçevesinde kabul edilmelidir ki, çalışmamızda çürük modellemesinde oluşturulan bir görüntü sistemine ait kurgulamanın, periapikal hastalığa ait sonuç elde etmede kullanılma olasılığı yoktur. Diğer yandan, yapay lezyonlar çalışma ortamına doğal lezyonlarla birlikte dahil edildiğinde, uygun parametreler kullanmak kaydıyla elde edilen sonucun yapay lezyonlar lehine bir sapma gösterdiği gözlenmiştir. Bu sonuç Dagenais ve Clark'ın⁸¹ çalışmalarında elde ettikleri sonuç ile uyum içerisindedir.

Diagnostik sistemler arasındaki farklılığa ait bir saptama yapabilmek için Hanley⁵⁵, ROC eğrisinin grafikte sol üst köşeye yakın bir yerde uzanması gerektiği önerisinde bulunmuştur. Bazı çalışmalarda bu yönde sonuçlar elde edilirken bazılarında farklıdır. Kircos⁸² çalışmasında buna ait ROC alan değerini 0.9946 ile 0.9963 arasında verirken, White ve arkadaşları¹⁴ 0.63 ile 0.66 arasında değerler bulmuşlardır. Bu değeri 0.54 ile 0.61 arasında bulan Hintze ve arkadaşları⁸³ ise sonuç olarak yaptıkları yorumda mineye ait arayüz çürüklerinin saptanmasında radyografinin hemen hemen hiçbir değerliliği olmadığı görüşüne yer vermişlerdir. Yukarıdaki örneklerde karşılaştırması yapılan yöntemler, eşit bir şekilde kötü ya da iyi tanımlamalarıyla karşımıza çıkmaktadır ve ROC alan değerleri genellikle küçüktür. Sonuçta, sistemlere ait esaslara ilişkin yargılar her zaman bir değer taşımayabilirler. Bir hastalığa ait değerlendirmede, çeşitli diagnostik testler yardımıyla hemen hemen tüm lezyonların ortaya konabilmesi, ya da hemen hemen hiçbir lezyonun ortaya konamaması anlamlı bir sonuçtur, fakat bu; farklı görüntü sistemlerinin karşılaştırılmasında oldukça küçük bir değerliliğe sahiptir.

Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz ROC alan değerleri ne 0.5 (tesadüfi anlam), ne de 1.0 (kusursuz diagnostik doğruluk)'e çok yakın değildi. Buna rağmen şekil 4,6,8,10'te gösterildiği ve Tablo 4'de ANOVA sonuçlarıyla ifade edildiği gibi, elde edilen farklılıklar, işleme tabi tutulmamış yanıtlardan beklenilenden daha düşük sonuçlar verdiler. Buna karşılık, şekil 5, 7, 9, 11'de ve ANOVA sonuçlarıyla Tablo 5'te açıkça görüldüğü gibi sensitivite ve spesifite değerleri daha büyük farklar gösterdi. Bu anlamdaki bulgularımız, çalışmalarında ROC analizini sensitivite ve spesifiteye tercih eden Verdonschot ve arkadaşlarının bulgularından^{57, 84} ayrılmaktadır. Sensitivite ve spesifitenin aynı anda değerlendirilmesiyle, diagnostik doğruluğu ifade eden tek bir değer elde

etmek, kesinlikle uygundur, fakat çalışmamızda ROC ile bariz olmayan ve ancak sensitivite ve spesifite değerlerinin katılmasıyla ortaya çıkardığımız birçok diagnostik farklılıklar bulunmaktadır.

Çürük tanısı açısından, film, xeroradyografi ve digital görüntü sistemlerini karşılaştıran daha önceki çalışmalarda da, genel olarak ROC analiz yönteminin istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları ortaya koyabilme açısından yetersiz kaldığı vurgulanmıştır^{60, 82, 83, 85, 86}. Wenzel ve arkadaşları⁸⁷ yakın tarihte yaptıkları bir çalışmada, belirgin bir şekilde istatistiksel olarak anlamlı subjektif farklılıklar ortaya koyan, diagnostik kaliteyi düşürmeden, görüntü sıkıştırma yöntemi ile ciddi ölçüde küçülttükleri digital görüntülerde, diagnostik doğruluğa ait sonuçlarında şaşırtıcı anlamda küçük farklılıklar saptamışlardır. Sens-A-Ray görüntülerine ait bulgularımız değerlendirildiğinde, ROC alan değerleri kendi içinde büyük farklılıklar taşımasa da, hem ROC ve hem de sensitivite ve spesifite değerlerinin katılmasıyla yinelenerek yapılan tüm irdelemelerde sistemin, filme karşı olan diagnostik doğruluğuna ait performansının beklenenden daha düşük olduğu saptanmıştır.

Ortama, yumuşak doku eşdeğeri olarak suyun ilave edilmesi, ROC analiz sonuçlarıyla, tanı doğruluğunda anlamlı bir sapmaya neden olmadı. Yalnızca, doğal çürük lezyonlarında, ortama suyun katılımıyla azalan bir sensitivite görülürken, spesifiteye ait gözlediğimiz küçük bir artma istatistiksel olarak değersizdi. Bunun nedenini, doğal çürüklerin sınır belirginliğinin yetersizliğine bağlamaktayız.

Oluşturduğumuz yapay lezyonlar, doğal lezyonlardan daha küçük boyutta olmakla birlikte daha net sınırlara sahipti ve gözlemciler

tarafından daha güvenilir bir şekilde yorumlandı. Bununla birlikte, tüm olgularda, görüntüleme sistemleri arasındaki karşılaştırmalar, lezyonun doğal ya da yapay olduğu önemli olmaksızın, benzer sonuçlar verdi. Bu da, çalışmamızda kullandığımız yöntemde, ister doğal isterse yapay çürük lezyonlarının tek başına kullanılabileceğini ve elde edilecek sonuçların çalışmanın temelinde esasına yönelik sonuçları değiştirmeyeceği gerçeğini göstermektedir. Bu düşünceye ters düşen tek sonuç, yalnızca, doğal çürük lezyonlarının ROC değerlerinde değil, sensitivite değerlerinde saptanan anlamlı bir değer kaybıdır. Her iki lezyona ait dış sınırların farklılığı, bu değer kaybını açıklayabilir düşüncesindeyiz. Daha düzgün sınırlara sahip olan yapay lezyonlar, resolüsyon değişikliklerinden daha fazla etkilenirken, broad area contrasttan nispeten daha az etkilenmektedirler. Ortama suyun ilavesi ile gözlenen kontrasttaki azalma, sensitivitedeki bu azalmanın nedenini açıklayabilir. Bunun yanısıra yine de bu azalmanın klinik olarak ihmal edilebilir boyutta olması, sonucun pratikteki önemini azaltmaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarının istatistiksel değerlendirmeleri gözleendiğinde, değerlendirme içerisine sadece dış mine yüzeyi defektleri ile ilgili sonuçların katıldığı görülmektedir. Görüntü boyutunun, kullanılan her yöntemde, ne kadar değiştirilirse değiştirilsin, çürüğe ait sınırların kantitatif olarak, gözlemci tarafından klinik değerliliğin üzerine çıkmadığı olgular, değerlendirme dışı bırakılmıştır. Çünkü, sadece kesit hazırlayarak sınırların kesin olarak belirlenebildiği olguların radyografik görüntülerinin sınır belirlenmesinde yetersizliği tartışılmayacak bir sonuçtur. Bu konuda gözlemcilerin sınırla ilgili değerlendirmelerinin istatistiksel sonuçlara katılması, gerçek pozitif(TP) ve gerçek negatif(TN) verilerin daha da azalmasına ve dolayısıyla sonuçların değerliliğinin yitirilmesine neden

olacaktır. Bu nedenle, sadece, arayüz çürüklerinin başlangıcındaki ilk doku olan mine dış yüzeyine ait sonuçlar değerlendirmeye tabi tutulmuştur.

Çalışma sırasında, gözlemcilerin digital görüntüler üzerinde modifikasyon yapmasına izin verilmedi. Literatürde, bu tip modifikasyonlara ait sonuçların değişim gösterdiği görülmektedir. Wenzel ve arkadaşları⁸⁸ okluzal çürüklerin tanılanma başarısının digital yöntemle arttığını bulmuşlar ve subjektif değerlendirmede, gözlemcilerin büyük çoğunluğunun orijinal versiyonundan düzeltilmiş olan digital görüntüleri tercih ettiklerini bulmuşlardır. Fakat, yine Wenzel ve arkadaşları⁸⁵ diğer bir çalışmada, görüntüyü ileri derecede manipüle etmenin, önemli derecede olmasa da, diagnostik doğrulukta düşmeye neden olduğunu bulmuşlardır. Wenzel'in 1991 yılında yaptığı diğer bir çalışmanın⁸⁹ sonuçlarında ise, kenar belirginliğini arttırmaya yönelik yüksek bir geçiş filtresi kullanımının, okluzal çürüklerin saptanmasında yüksek sayıda gerçek pozitif(TP) oranı verirken aynı zamanda yüksek sayıda da gerçek negatif(TN) oranı verdiği işaret edilmektedir. Dove ve McDavid²⁸ görüntü üzerinde herhangi bir işlem yapıldığında hiçbir artı sonuç bulamazken, Ohki ve arkadaşları²⁷ gözlemcilere görüntüleri manipüle etme izni verdiklerinde diagnostik doğrulukta önemli bir düşme kaydetmişlerdir. Verdonschott ve arkadaşları⁹⁰ mine çürüklerinde görüntünün modifiye edilmesiyle, sensitivite ve spesifite değerlerinde bir artma elde edemediklerini ve dentine ait çürük lezyonlarında ise, sensitivitede bir artma saptayıp ama bunun yanında azalan bir spesifite değeri ile karşı karşıya kaldıklarını açıklamışlardır.

Çalışmanın sonuçlarına göre; ilginç bir şekilde, hem son sınıf öğrencileri hem de dişhekimleri emin olmadıkları gözlemlerde çok sıklıkla yanlış yorumlamalar yaptılar. Bizim kanımıza göre bunun nedeni, kişinin özgün yanıt aktarımı ve deneyimlerinin yansması sonucuydu. Çok az kuşkulu yanıtlar veren ve daha çok kesin yanıtları tercih eden grup ise genellikle dişhekimliğini kariyer olarak seçen kişilerdi. Son sınıf dişhekimliği öğrencilerinin de, tedavi planlaması yaparken, bu yönde kararlılık duygusu adına gelişmiş bir baskı sonrası kesin yanıtlar vermeye meyilli tutum içinde oldukları gözlemlendi. Bu sonuç tüm gözlemciler adına, genel bir kanıyı ortaya çıkardı ki, bu da; gözlemcilerin hiçbir tanı koymamaktansa, yanlış tanıyı tercih ettikleri şeklindeydi. Diğer yandan, öğrenciler belki de var olan hastalığı gözlemleyememe sıkıntısıyla, sağlam yüzeyleri yorumlarken daha az başarı gösterdiler.

Russel ve Pitts⁷⁷ diş çürüklerinin Radiovisiografik tanısı üzerine yaptıkları çalışmalarında, okluzal ve arayüz çürüklerinin değerlendirilmesinde konvansiyonel bite-wing radyografi ile, RVG bite-wing video-yazıcı çıktıları karşılaştırmışlardır. Sonuçlarında, okluzal çürükler için konvansiyonel bite-wing radyografi ile RVG yazıcı çıktıları arasında sensitivite ve spesifite açısından bir fark bulamazken, arayüz çürükleri için elde ettikleri RVG yazıcı çıktılarındaki sensitivite değerinin çok az düşük olduğunu kaydetmişlerdir. Dagenais ve Clark⁸¹ arayüz çürüklerine ait yaptıkları çalışmalarında, yapay çürükler kullanmışlar ve standart film, RVG görüntüleri ve yazıcı çıktıları karşılaştırmışlardır. Sonuçlarında film ile RVG ve yazıcı çıktıları arasında anlamlı farklılıklar bulmalarına karşın, RVG ekranındaki görüntüler ile yazıcı çıktılarındaki görüntüler arasında istatistiksel anlamda bir fark bulmamakla birlikte gözlemcilerin çoğunluğunun, ekran üzerindeki başarısının daha fazla olduğunu

vurgulamışlardır. Biz de çalışmamızda, hem ROC alan değerleri için hem de spesivite ve sensitifite değerleri için küçük yazıcı çıkışlarında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulurken, büyük yazıcı çıkışlarında bu farklar çok daha azdı. Slayt sonuçları ise en fazla indirgeme yapılan 6 numaralı rezolüsyon değeri dışında, diğer kategorilerde hemen hemen film ile aynı sonuçları verdi.

Arayüz çürüklerinin radyografik tanısında, görüntü kalitesinin etkisini film ve digital görüntü bazında irdeleyen çalışmamızın sonuçlarını, kullandığımız parametreler çerçevesinde sıralayacak olursak:

- Arayüz çürüklerinin ortaya konmasında, görüntü alıcı olarak kullanılan Ektaspeed Plus film, direk dental digital sistem Sens-A-Ray karşısında daha üstündü.
- Tanısal doğruluğu ait sonuçlar veren ROC tekniği, karşılaştırdığımız sistemlere ait farklılıkları anlamlı bir şekilde ortaya koymasına rağmen, bu farklılıklar sensitivite ve spesifite sonuçlarında daha yüksek oranlarda elde edildi.
- Deneysel olarak arayüz çürüğü modellemesi kullanıldığında, doku eşdeğeri olarak su kullanımı, istatistiksel olarak anlamlı olmayan ya da ihmal edilebilir farklılıklar ortaya koydu.
- İndirek olarak digitalize edilip, görüntü kalitesini istemli olarak indirgendiği radyografilerde, 16 gri tonlama istatistiksel olarak düşük sonuçlar verdi. Fakat dosya boyutunda yapılan 8 kat küçültme görüntüde beklenenin çok daha altında tanısal değerlilik kaybı ile

sonuçlandı. Gri tonlama geniş alan kontrastını (broad area contrast) etkilemesine rağmen, matris boyutunun rezolüsyonu değiştirdiği düşünülürse, bu derece indirgenmiş görüntülerde, beklenenden daha pozitif sonuçlar elde edildi.

— Öğrenciler, sağlam yüzeyleri değerlendirirken, akademisyen dişhekimlerine oranla daha az başarılı olmalarına karşın, doğal ve yapay çürükleri değerlendirmede, dişhekimleriyle hemen hemen aynı performansı gösterdiler.

Arayüz çürüklerinin saptanmasında görüntü kalitesinin etkisinin belirlenmesi ni hedefleyerek yapılan bu çalışmada, sabitlenmiş parametreler dışında, sonuçlara, salt görüntü kalitesi optiğinden baktığımızda, görüntü kalitesinin her bir sistem içerisinde önemini koruduğu ve sonuçlar üzerine etkili olduğu gözlenmektedir. Bunun, doğal olarak tanı performansını yükseltecek bir avantajı beraberinde getirmesi kaçınılmazdır.

Buna karşın, görüntü kalitesinde optimal şartların performansını yükseltmek amacıyla yönelinen diğer radyografik yöntemlerin, konvansiyonel sistemlere karşı amaçlanan çizgide belirgin bir üstünlük oluşturmadığı da ortaya konmuştur. Direk dijital dental yöntemin veri saklama, maliyet, zaman unsuru, konsültasyon olanağı sağlaması gibi avantajları düşünüldüğünde, bu yöntem dişhekimliği pratiğinde geçerliliğini korumaktadır.

Daha ileri bir süreçte, teknolojik aşamalarla ulaşılabilecek sistemlerde, gözlemci faktörü de elimine edilerek, sistemin kendi içerisinde

saptayacağı verilerle, gerçek ve yanılığsız tanıyı verebilecek performansa ulaşılmasının, dişhekimliğinde yeni bir boyut oluşturacağı inancındayız.



5. ÖZET

Arayüz çürüklerinin radyografik tanısında diagnostik doğruluk hedef alınarak Ektaspeed Plus film ve Sens-A-Ray görüntüleri karşılaştırmalı olarak incelendi. Ayrıca indirek olarak digitalize edilmiş radyografik görüntülerde görüntü istemli bir şekilde indirgenerek diagnostik olarak doğruluğu verebilen en alt sınırların belirlenmesi amaçlandı. Çalışma materyali olarak çekilmiş insan premolar ve molar dişleri seçildi. Dişler sağlam, doğal çürüklü ve yapay çürüklü olarak sınıflandırıldı. Doğal ve yapay çürüklü lezyonlar 3 ayrı derinlikte gruplandı.

Çalışmanın ilk bölümünde dişlerin 3 değişik ışınlama ile radyografları alındı ve densitometrik inceleme sonucunda bu 3 değişik ışınlamaya ait densite değerleri saptanarak Sens-A-Ray ile aynı densite değerlerine uyan 3 set halinde görüntüler elde edildi. Doku eşdeğeri materyallerin arayüz çürüklerinin tanıdaki doğruluğuna etkilerini incelemek amacıyla, görüntülerin yarısı 2 cm su kullanılarak, yarısı da su kullanmaksızın gerçekleştirildi. 7 son sınıf dişhekimliği öğrencisi, 7 akademisyen dişhekimisi olmak üzere toplam 14 gözlemci bu iki farklı görüntü alıcıya ait görüntüleri, aynı gözlem koşulları altında, derinlikleri de belirleyerek, arayüzde çürüğün varlığı ya da yokluğunu ana kriter olarak değerlendirdi. Dişlerin horizontal kesitleri hazırlanarak çürüklerin gerçek varlığı yada yokluğu ile derinliğine ait dağılımı belirlendi. Gözlemcilerden elde edilen veriler ROC analizi kullanılarak istatistiksel olarak

değerlendirildi. Gözlemciler çürüğe ait tanı koymada ulaştıkları performans açısından son sınıf öğrencisi ve asistan dişhekimleri olarak istatistiksel anlamda farklılık göstermediği saptandı. Yine doku eşdeğeri olarak kullanılan 2 cm su diagnostik doğruluğu anlamlı bir şekilde etkilemedi. Kullanılan 3 set ışın grubundan 1 ve 2 ile 1 ve 3 arasında her iki görüntü alıcı için de anlamlı farklılık bulunurken, 2 ve 3 arasında istatistiksel olarak bir fark yoktu. Gözlemciler sağlam yüzeyleri belirlerken her iki görüntü alıcısı arasında anlamlı bir fark oluşturmaksızın yüksek performanslı sonuçlar verdiler. Fakat doğal ve yapay çürüklü lezyonların belirlenmesinde Ektaspeed Plus film ve Sens-A-Ray arasında filmin üstünlüğü yönünde bir farklılık ortaya çıktı.

Çalışmanın ikinci bölümünde, ilk bölümden elde edilen sonuçların ışığında, digital görüntünün tanı doğruluğundaki yararlılık sınırları değerlendirildi. Bunun için önce, ilk bölümde aralarında anlamlı bir fark bulunmamış olan 2. ve 3. grup ışınlamalara ait Ektaspeed Plus film görüntüleri indirek olarak digitalize edildi. Doku eşdeğeri olarak kullanılan 2 cm suyun tanı doğruluğu üzerine bir etki yapmamış olması nedeniyle su kullanılmış olan grup çalışma dışı bırakıldı. Digital görüntüler 3 değişik matris boyutu ve 2 değişik gri tonlama sayısını içeren 6 değişik resolüsyonda hazırlandı ve en tepedeki görüntünün dosya boyutu 8 kat indirildi. Ayrıca aynı digitalize görüntüler iki farklı boyutta setler halinde print edildi. Böylece gözlemciler rastgele bir dizilim içerisindeki, farklı oranlarda indirgenmiş görüntüleri bilgisayar ekranı, slayt, büyük ve küçük yazıcı çıktıları üzerinde değerlendirdiler. Objektif bulgularda, gri tonlamanın 16 olduğu görüntü setlerinde diagnostik doğruluk daha düşüktü fakat bu düşüklük 8 kat indirgenmiş bir görüntü için, şaşırtıcı bir biçimde beklenenin altındaydı. Dört set görüntü içerisinde, yalnızca küçük yazıcı çıktılarında film ve 6

değişik görüntü kalitesi arasında anlamlı farklılıklar vardı. Bunların dışında bilgisayar ekranı ve büyük yazıcı çıkışlarına ait sonuçlarda, sadece 4 ve 6 numaralı görüntü kalitesine uyan sette filmle karşılaştırıldığında bazı parametrelerde farklar bulundu. Yine, slaytlara ait değerlendirmede de, yalnızca en fazla indirgenmiş set olan 6 numaralı görüntü kalitesine uyan grupta istatistiksel olarak önemli farklılıklar bulundu.



6. SUMMARY

The images of a dental radiographic film (Ektaspeed Plus) and the Sens-A-Ray direct digital imaging system were assessed comparatively by considering the diagnostic accuracy on proximal caries. Also, we aimed at determining the minimum limit that gives the diagnostic accuracy on the deliberately-degraded images. Extracted human premolars and molars were selected as materials of the work. The teeth were classified into sound, natural caries and artificial caries. The natural and the artificial carious lesions were grouped into three different depths.

In the first part of the study, the teeth were exposed by three different exposures and obtained density values. Then, 3 sets of images which were the same as the densities of radiographs performed on Sens-A-Ray. In order to examine the effects of scattering medium on diagnosis of proximal carious lesions, half of the image were taken by using 2 cm water, whereas half of them were taken without water. A total of 14 observers, 7 senior students and 7 general dentists, interpreted the images to identify the presence or absence of the caries with the extension of the lesion in proximal surface under the same viewing condition for both receptors. Distribution of the presence or absence of the caries and their extensions were achieved by the sectioning of the teeth horizontally. The data that obtained from the observers were

evaluated using ROC analysis. There was no statistically difference between the dentists and students. Also, water that was used as a scattering medium did not affect the diagnostic accuracy significantly. There was a significant difference between exposures 1 and 2 and 1 and 3 for both receptors whereas there was no statistically difference between exposures 2 and 3. Determining the sound surfaces, the observers presented the results of high-performance with no significant differences the both receptors. In determining the natural and artificial carious lesions, there appeared a difference between Ektaspeed Plus film and Sens-A-Ray in terms of the film superiority.

In the second part of the study, the minimum limit of the diagnostic accuracy on digital images were evaluated in the light of the data from the first part of the study. The images of Ektaspeed film of the 2. and 3. group of exposures between which there were no significant differences in the first part were digitalized indirectly. Because of the fact that the 2 cm water used as a scattering medium had no effect on the diagnostic accuracy, the group in which the water was used was left out. The digital images were prepared in 6 different resolutions having 3 different matrix sizes and 2 different grey shades and the file size of the highest quality image was degraded 8 times. Also, the same digitalized images were printed in 2 different sizes. Thus, the observers evaluated the randomly-ordered, differently degraded images on the computer screen, slide, big and small print outs. In objective findings, the diagnostic accuracy was lower in the sets of images in which the grey shades were 16, but this value was surprisingly below that expected. Among the 4 sets of images, there was significant difference between the film and the 6 different image qualities, only in small print

outs. In the results of the computer screen and the big print outs, we found differences among some parameters when the film was compared only with the sets of 4 and 6 film image qualities. Again, in the evaluation of the slides, there were statistically significant differences only in 6. group which was the most degraded set.



7. KAYNAKLAR

- 1 Trithart AH, Donnelly CJ. A Comparative study of proximal cavities found by clinical and roentgenographic examinations. *Journal of American Dental Association* 1950; **40**: 33-37.
- 2 Muhler JC. The Ability of Different Clinical Examination Techniques to Diagnose caries Prevalence. *Journal of Dentistry for Children* 1963; **30**: 3-8.
- 3 Murray JJ, Shaw L. Errors in diagnosis of approximal caries on bitewing radiographs. *Community Dent Oral Epidemiol* 1975; **3**: 276-82.
- 4 Hansen BF. Clinical and roentgenologic caries detection. A comparison. *Dentomaxillofac Radiol* 1980; **9**: 34-6.
- 5 Horner K. Quality assurance: 1. Reject analysis, operator technique and the X-ray set. *Dental Update* 1992; **19**: 75-8.
- 6 Horner K. Quality assurance: 2. The image receptor, the darkroom and processing. *Dental Update* 1992; **19**: 122-4.
- 7 Kaffe I. Objective and subjective analysis of the image quality of two E-speed dental X-ray films. *Dentomaxillofac Radiol* 1990; **2**: 55-8.

- 8 Price C. The effects of beam quality and optical density on image quality in dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986; **62**: 580-8.
- 9 Espelid I. The influence of viewing conditions on observer performance in dental radiology. *Acta Odontologica Scandinavica* 1987; **45**: 153-61.
- 10 Welander U, McDavid WD, Higgins NM, Morris CR. The effect of viewing conditions on the perceptibility of radiographic details. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; **56**: 651-4.
- 11 Mileman PA, Purdell-Lewis DJ, van der Weele LT, Leertouwer HL. Diagnostic variation caused by differences in viewbox illumination and visual ability. *Dentomaxillofac Radiol* 1984; **13**: 51-8.
- 12 Svenson B, Lindvall AM, Grondahl HG. A comparison of a new dental X-ray film, Agfa Gevaert Dentus M4, with Kodak Ektaspeed and Ultraspeed dental X-ray films. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; **22**: 7-12.
- 13 Wenzel A. Clinical and diagnostic comparison of 2 intraoral radiographic films. [Danish]. *Tandlaegebladet* 1983; **87**: 397-9.
- 14 White SC, Hollender L, Gratt BM. Comparison of xeroradiographs and film for detection of proximal surface caries. *J Am Dent Assoc* 1984; **108**: 755-9.

- 15 Price C. Sensitometric evaluation of a new E-speed dental radiographic film. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; **24**: 30-36.
- 16 Grondahl HG. The influence of observer performance in radiographic caries diagnosis. *Swed Dent J* 1979; **3**: 101-7.
- 17 Grondahl HG. Some factors influencing observer performance in radiographic caries diagnosis. *Swed Dent J* 1979; **3**: 157-72.
- 18 Rohlin M, Kullendorff B, Ahlqvist M, Stenstrom B. Observer performance in the assessment of periapical pathology: a comparison of panoramic with periapical radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; **20**: 127-31.
- 19 McDonnell D, Price C. Effects of niobium filtration and constant potential on image quality in dental radiography. 1: Subjective assessment and contrast. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; **20**: 219-23.
- 20 Price C, McDonnell D. Effects of niobium filtration and constant potential on image quality in dental radiography. 2. Objective assessment. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; **21**: 5-8.
- 21 Okano T, Grondahl HG, Grondahl K, Webber RL. Effect of quantum noise on the detection of incipient proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982; **53**: 212-8.

- 22 Svenson B, Welander U, Anneroth G, Söderfeldt B. Exposure parameters and their effects on diagnostic accuracy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; **78**: 544-50.
- 23 Kassebaum DK, McDavid WD, Dove SB, Waggner RG. Spatial resolution requirements for digitizing dental radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; **67**: 760-9.
- 24 McDonnell D, Price C. An evaluation of the Sens-A-Ray digital dental imaging system. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; **22**: 121-6.
- 25 Grondahl HG, Grondahl K, Okano T, Webber RL. Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982; **53**: 219-23.
- 26 Pitts NB. Detection and measurement of approximal radiolucencies by computer-aided image analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; **58**: 358-66.
- 27 Ohki M, Okano T, Nakamura T. Factors determining the diagnostic accuracy of digitized conventional intraoral radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1994; **23**: 77-82.
- 28 Dove SB, McDavid WD. A comparison of conventional intra-oral radiography and computer imaging techniques for the detection of proximal surface dental caries. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; **21**: 127-34.

- 29 Price C. The effects of kilovoltage, filtration and cone length on the attenuation of a dental x-ray beam by water. *Dentomaxillofacial Radiology* 1981; **10**: 59-63.
- 30 Richards AG, Webber RL. Constructing phantom heads for radiation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1963; **16**: 683-90.
- 31 Webber RL, Benton PA, Ryge G. Diagnostic variations in radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1968; **26**: 800-9.
- 32 Brand JW, Kuba RK, Braunreiter TC. An improved head-and-neck phantom for radiation dosimetry. [Review]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; **67**: 338-46.
- 33 Brand JW, Kuba RK, D.M. A, J.C. J. Radiation dosimetry in specific area radiography. [Review]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; **67**: 347-53.
- 34 Araki K, Kanda S, Toyofuku F. A study effects of lead foil in dental X-ray film packets on radiographic image quality. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; **22**: 179-82.
- 35 Helmrot E, Carlsson GA, Eckerdal O, Sandborg M. Influence of scattered radiation and tube potential on radiographic contrast: comparison of two different dental X-ray films[published erratum appears in *Dentomaxillofac Radiol* 1991 Nov;20(4):229]. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; **20**: 135-46.

- 36 Kundel HL. Images, image quality and observer performance: new horizons in radiology lecture. *Radiology* 1979; **132**: 265-71.
- 37 McNeil BJ, Weber E, Harrison D, Hellman S. Use of signal detection theory in examining the results of a contrast examination: a case study using the lymphangiogram. *Radiology* 1977; **123**: 613-7.
- 38 Swets JA. ROC analysis applied to the evaluation of medical imaging techniques. *Investigative Radiology* 1979; **14**: 109-21.
- 39 Goaz PW, White SC. *Oral Radiology, Principles and Interpretation*. (Third ed.) St. Louis: Mosby-Year Book, Inc., 1994:735.
- 40 Pizzutiello J R.J., Cullinan JE. *Introduction to Medical Radiographic Imaging*. New York: Eastman Kodak Company, 1993:237.
- 41 Miles DA, Van Dis ML, Razmus TF. *Basic Principles of Oral and Maxillofacial Radiology*. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1992:215.
- 42 Fitzgerald GM. Dental roentgenology. IV. The voltage factor (kVp). *J. A. D. A.* 1950; **41**: 19-28.
- 43 Wuehrmann AH, Monacelli CJ. Selection of optimum kilovoltage for dental radiography. *Radiology* 1951; **57**: 240-247.

- 44 Curby WA, Wuehrmann AH. Utilization of constant exposure factors for intraoral roentgenographic studies. *J Dent Res* 1953; **32**: 790-795.
- 45 Goodenough DJ, Rossmann K, Lusted LB. Radiographic applications of receiver operating characteristic (ROC) curves. *Radiology* 1974; **110**: 89-95.
- 46 Svenson B, Grondahl HG, Petersson A, Olving A. Accuracy of radiographic caries diagnosis at different kilovoltages and two film speeds. *Swed Dent J* 1985; **9**: 37-43.
- 47 Barr JH, Stephens RG. *Dental Radiology: Pertinent basic concepts and their applications in clinical practice*. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1980:439.
- 48 Tuncel E. *Diyagnostik Radyoloji*. (Birinci Baski ed.) Istanbul: TAS Kitapçılık ve Yayıncılık, 1989:408.
- 49 Knapp RG, Miller MC. *Clinical epidemiology and biostatistics*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1992:435.
- 50 Schulzer M. Diagnostic tests: a statistical review. [Review]. *Muscle & Nerve* 1994; **17**: 815-9.
- 51 Berbaum KS, Franken E Jr., Dorfman DD, et al. Satisfaction of search in diagnostic radiology [see comments]. *Investigative Radiology* 1990; **25**: 133-40.

- 52 Blesser B, Ozonoff D. A model for the radiologic process. *Radiology* 1972; **103**: 515-21.
- 53 Dorfman DD, Alf EJ. Maximum-Likelihood Estimation of Parameters of Signal-Detection Theory and Determination of Confidence Intervals-Rating-Method Data. *Journal of Mathematical Psychology* 1969; **6**: 487-496.
- 54 Metz CE. Basic principles of ROC analysis. *Seminars in Nuclear Medicine* 1978; **8**: 283-98.
- 55 Hanley JA. Receiver operating characteristic (ROC) methodology: the state of the art. [Review]. *Critical Reviews in Diagnostic Imaging* 1989; **29**: 307-35.
- 56 Metz CE. ROC methodology in radiologic imaging. [Review]. *Investigative Radiology* 1986; **21**: 720-33.
- 57 Verdonschot EH, Wenzel A, Bronkhorst EM. Applicability of Receiver Operating Characteristic (ROC) analysis on discrete caries depth ratings. *Community Dent Oral Epidemiol* 1993; **21**: 269-72.
- 58 Svenson B, Petersson A. Accuracy of radiographic caries diagnosis using different X-ray generators. *Dentomaxillofac Radiol* 1989; **18**: 68-71.

- 59 Svenson B. The influence of image quality on radiographic diagnosis of approximal caries. *Swedish Dental Journal Supplement* 1991; **74**: 1-62.
- 60 White SC, Gratt BM, Bauer JG. A clinical comparison of xeroradiography and film radiography for the detection of proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988; **65**: 242-8.
- 61 Swets JA, Pickett RM. *Evaluation of diagnostic systems. Methods from signal detection theory*. New York: Academic Press, 1982:253.
- 62 Peirce JC, Cornell RG. Integrating stratum-specific likelihood ratios with the analysis of ROC curves. [Review]. *Medical Decision Making* 1993; **13**: 141-51.
- 63 Metz CE. Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies. *Investigative Radiology* 1989; **24**: 234-45.
- 64 Gur D, King JL, Rockette HE, Britton CA, Thaete FL, Hoy RJ. Practical issues of experimental ROC analysis. Selection of controls. *Investigative Radiology* 1990; **25**: 583-6.
- 65 Centor RM, Keightley GE. Receiver Operating Characteristics (ROC) Curve Area Analysis using the ROC ANALYZER. SCAMC (Symposium on Computer Application in Medical Care) Proceedings 1989; **13**: 222-6.

- 66 Hanley JA, McNeil BJ. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiology* 1982; **143**: 29-36.
- 67 Rockette HE, Obuchowski NA, Gur D. Nonparametric estimation of degenerate ROC data sets used for comparison of imaging systems. *Investigative Radiology* 1990; **25**: 835-7.
- 68 Horton PS, Sippy FH, Kohout FJ, Nelson JF, Kienzle GC. A clinical comparison of speed group D and E dental x-ray films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; **58**: 104-8.
- 69 Horton PS, Sippy FH, Kerber PE, Paule CL. Analysis of interpretations of full-mouth and panoramic surveys. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1977; **44**: 468-75.
- 70 Kleier DJ, Hicks MJ, Flaitz CM. A comparison of Ultraspeed and Ektaspeed dental x-ray film: in vitro study of the radiographic appearance of interproximal lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987; **63**: 381-5.
- 71 Kantor ML, Reiskin AB, Lurie AG. A clinical comparison of X-ray films for detection of proximal surface caries [published erratum appears in J Am Dent Assoc 1986 Mar;112(3):310]. *J Am Dent Assoc* 1985; **111**: 967-9.
- 72 Kaffe I, Littner MM, Kuspet ME. Densitometric evaluation of intraoral x-ray films: Ektaspeed versus Ultraspeed. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; **57**: 338-42.

73 Farman AG, Scarfe WC. Pixel perception and voxel vision: constructs for a new paradigm in maxillofacial imaging(Editorial review). *Dentomaxillofacial Radiology* 1994; **23**: 5-9.

74 Molteni R. Direct digital dental X-ray imaging with Visualix/VIXA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993; **76**: 235-43.

75 Horner K, Shearer AC, Walker A, Wilson NHF. Radiovisiography: An initial evaluation. *Br Dent J* 1990; **168**: 244-8.

76 Soh G, Loh FC, Chong YH. Radiation dosage of a dental imaging system. *Quintessence Int.* 1993; **24**: 189-91.

77 Russell M, Pitts NB. Radiovisiographic diagnosis of dental caries: initial comparison of basic mode videoprints with bitewing radiography. *Caries Res* 1993; **27**: 65-70.

78 Scarfe WC, Farman AG, Kelly MS. Flash Dent: an alternative charge-coupled device/scintillator-based direct digital intraoral radiographic system. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1994; **23**: 11-17.

79 Barbeum KS, Franken EJ, Dorfman DD, a. e. Satisfaction of search in diagnostic radiology. *Investigative Radiology* 1990; **25**: 133-40.

80 Centor R. Signal detectibility: the use of ROC curves and their analysis (Review). *Medical Decision Making* 1991; **11**: 102-6.,.

81 Dagenais ME, Clark BG. Receiver operating characteristics of RadioVisioGraphy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, & Endodontics* 1995; **79**: 238-45.

82 Kircos LT, Vandre RH, Lorton L. Exposure reduction of 96% in intraoral radiography. *J Am Dent Assoc* 1986; **113**: 746-50.

83 Hintze H, Wenzel A, Jones C. In vitro comparison of D- and E-speed film radiography, RVG, and visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. *Caries Res* 1994; **28**: 363-7.

84 Verdonschot EH, Wenzel A, Bronkhorst EM. Assessment of diagnostic accuracy in caries detection: an analysis of two methods. *Community Dent Oral Epidemiol* 1993; **21**: 203-8.

85 Wenzel A, Hintze H, Mikkelsen L, Mouyen F. Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth. A comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; **72**: 621-6.

86 Svanaes DB, Moystad A, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl H-G. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and the effects of image magnification. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 1996; **82**: 94-100.

87 Wenzel A, Gotfredsen E, Borg E, Gröndahl H-G. Impact of lossy image compression on accuracy of caries detection in digital images taken with a storage phosphor system. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 1996; **81**: 351-5.

88 Wenzel A, Fejerskov O, Kidd E, Joyston-Bechal S, Groeneveld A. Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, processed radiographs. *Caries Res* 1990; **24**: 327-33.

89 Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O. Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. *Caries Res* 1991; **25**: 365-71.

90 Verdonschot EH, Kuijpers JM, Polder BJ, De Leng-Worm MH, Bronkhorst EM. Effects of digital grey-scale modification on the diagnosis of small approximal carious lesions. *J. Dent.* 1992; **20**: 44-9.

8. ÖZGEÇMİŞ

28 Kasım 1965 Manisa, Salihli doğumluyum. İlk, orta ve lise öğrenimimi İzmir'de tamamladıktan sonra, 1987 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. Aynı yıl serbest dişhekimisi olarak muayenehane hekimliğine başladım. 1989 yılında aynı Üniversite'de doktora öğrencisi olarak kaydolup, 1993 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde Araştırma Görevlisi kadrosuna atandım. Temmuz 1994-Aralık 1995 tarihleri arasında, Kanada British Columbia Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Radyoloji Bölümünde misafir doktor olarak bulundum. Bekarım.

	RVG	Flash Dent	Sens-A-Ray	Visualix
<u>Alıcı</u>				
Tipi	Scintillator/CCD	Scintillator/CCD	Hardened CCD	Hardened CCD
Boyutl.	37.5x24.2x11.7	30x24x20	28x17x8	42x24x5
Hassas matrix	18.2x27.5	20x24 ya da 30x24	17x26	18.1x24.2
<u>Görüntü Özelli.</u>				
Hareketlilik	8-bit	8-bit	8-bit	8-bit
Pixel Oranları	480x380	400x480	385x576	288x384
Rezolüsyon (lp/mm)	9	6	10	8

TABLO 1*

Direk Dental Digital Sistemlere Ait Genel Özellikler * (A.G. Farman and W.C. Scarfe; Dentomaxillofac. Radiol.,1994, Vol. 23, 5-9)

Görüntü Kalitesi	Grİ Tonlama	Matriks Boyutu	Dosya Boyutu (kB)
1	256	768 x 512	384
2	16	768 x 512	192
3	256	544 x 363	193
4	16	544 x 363	97
5	256	384 x 256	96
6	16	384 x 256	48

TABLO 2

Kullanılan 6 Değişik Rezolüsyona Ait, Grİ Tonlama, Matriks Boyutu ve Dosya Boyutu İndirgemeleri

FİLM (Densite)		SENS-A-RAY (Piksel Değeri)		
Işınlama	Susuz	Sulu	Susuz	Sulu
1	0.70	0.81	82.8	91.1
2	0.92	1.07	100.6	111.7
3	1.33	1.29	137.6	155.0

TABLO 3

12 Değişik Görüntü Sistemi İçin Belli bir Dentin Bölgesine Uyan Densite ve Piksel Değerleri

Doğal Çürük Yapay Çürük

Serbestlik Derecesi	F	p	F	p
Sens-A-Ray/Film	4.42	0.036	6.55	0.011
Işın 1, 2, 3,	5.61	0.004*	0.79	0.46
Susuz/Sulu	0.03	0.86	1.38	0.24
Dışhekimli/Öğrenci	0.85	0.36	0.27	0.60

TABLO 4

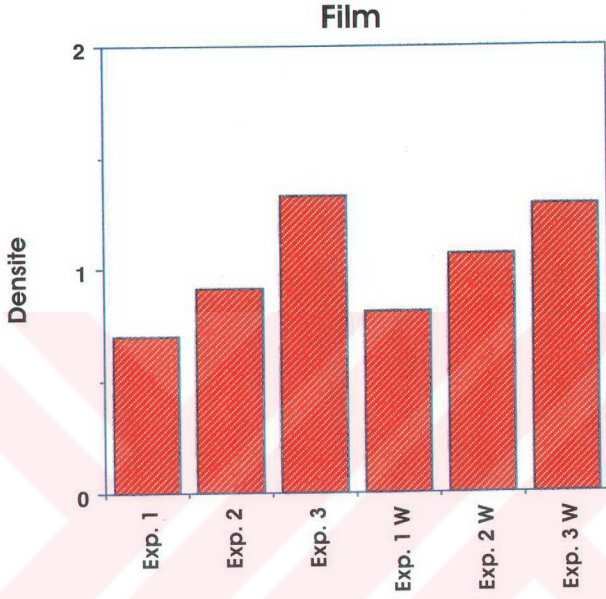
ROC Alan Değerleri İçin Varyans Analiz Sonuçları

Sağlam Doğal Çürük Yapay Çürük

	Serbestlik Derecesi	Sağlam		Doğal Çürük		Yapay Çürük	
		F	P	F	P	F	P
Sens-A-Ray/Film	1	4.38	0.038	16.93	<0.0001	38.38	<0.0001
Işın 1, 2, 3,	2	3.32	0.039*	11.72	<0.0001*	10.62	<0.0001*
Susuz/Sulu	1	2.49	0.12	8.94	0.003	1.84	0.18
Dışhekimî/Öğrenci	1	16.45	<0.0001	4.91	0.028	1.84	0.18

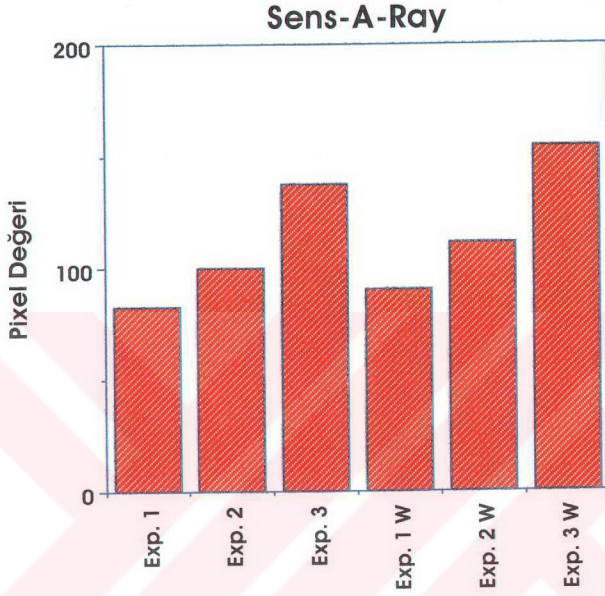
TABLO 5

Doğru Yanıtların Oranı (Sensitivite ve Spesifite) için Varyans Analiz Sonuçları



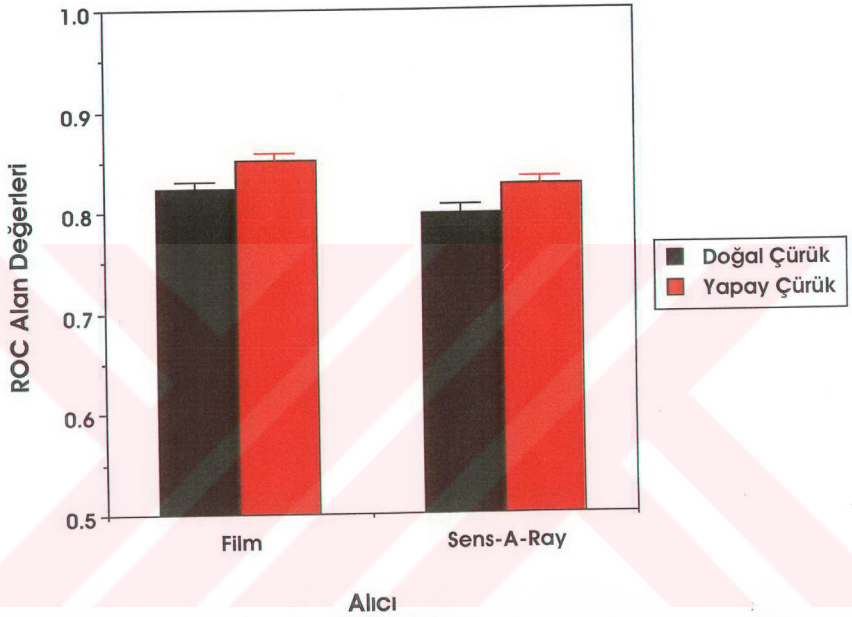
Film Üzerinde, Sulu ve Susuz Ortamda Gerçekleştirilen 3 Değişik Işınlama için, Belli bir Dişin Aynı Dentin Bölgesine Uyan Densite Değerleri

ŞEKİL 2



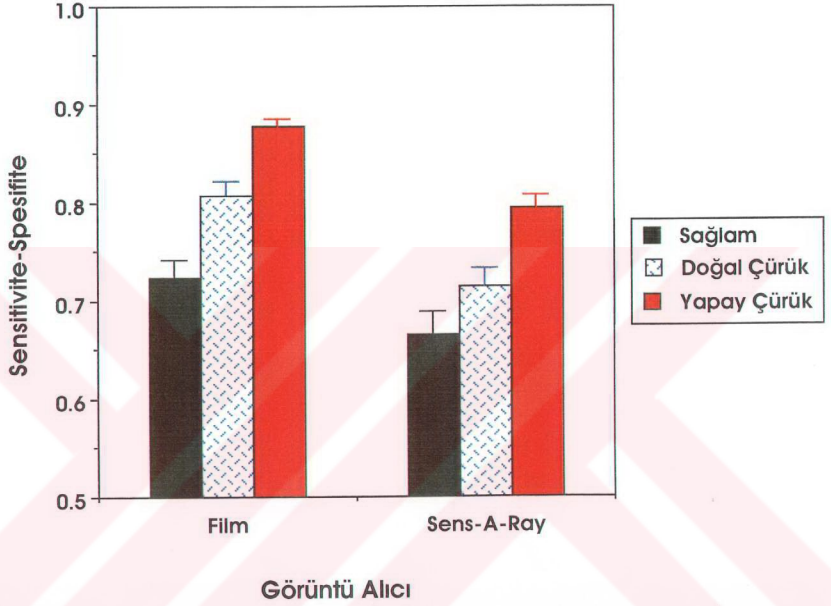
Sens-A-Ray'de, Sulu ve Susuz Ortamda Gerçekleştirilen 3 Değişik Işınlama için, Belli bir Dişin Aynı Dentin Bölgesine Uyan Densite Değerleri

ŞEKİL 3



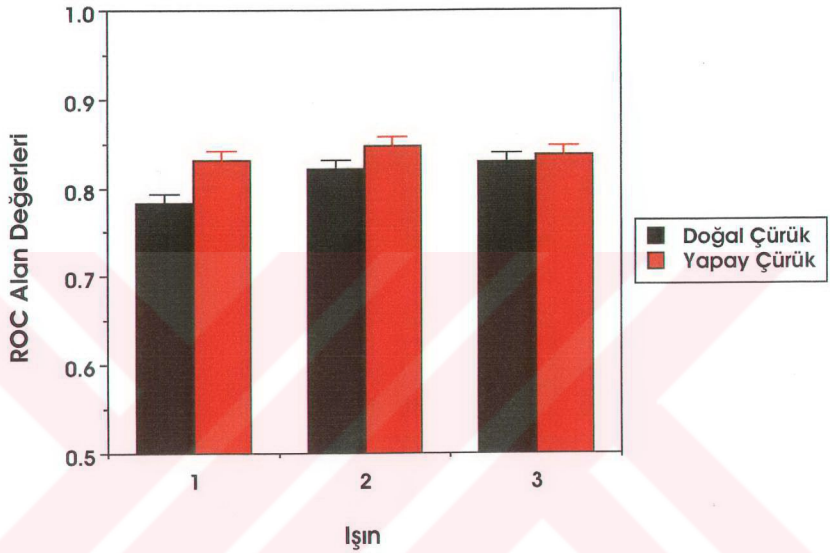
Doğal ve Yapay Çürükler için Ektaspeed Plus ve Sens-A-Ray'a Ait ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması

ŞEKİL 4



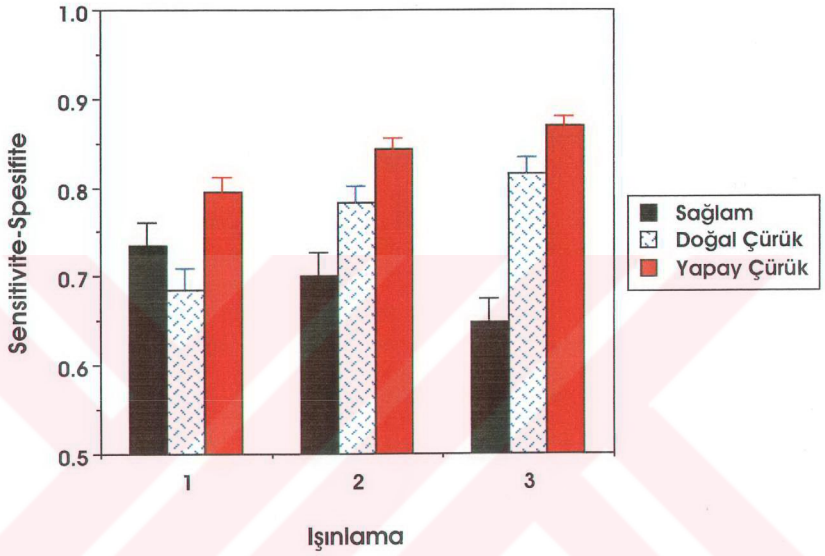
Sağlam Yüzeyle, Doğal ve Yapay Çürükler İçin Ektaspeed Plus ve Sens-A-Ray'a Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması

ŞEKİL 5



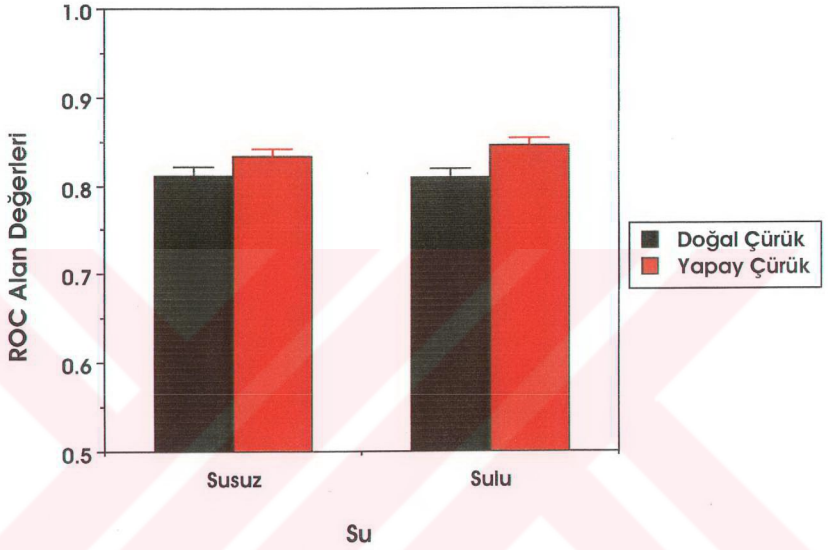
Doğal ve Yapay Çürükler için 3 Değişik Işınlamaya Ait ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması

ŞEKİL 6



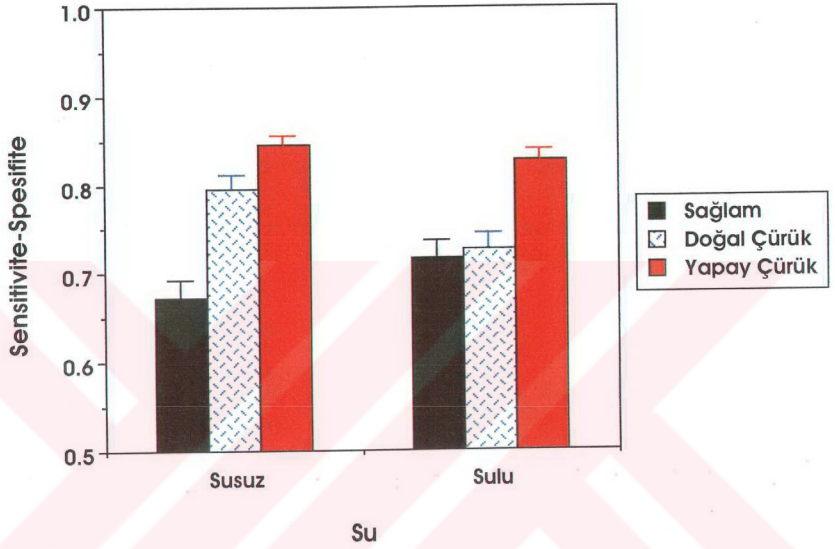
Sağlam Yüzeyler, Doğal ve Yapay Çürükler İçin 3 Değişik Işınlamaya Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması

ŞEKİL 7



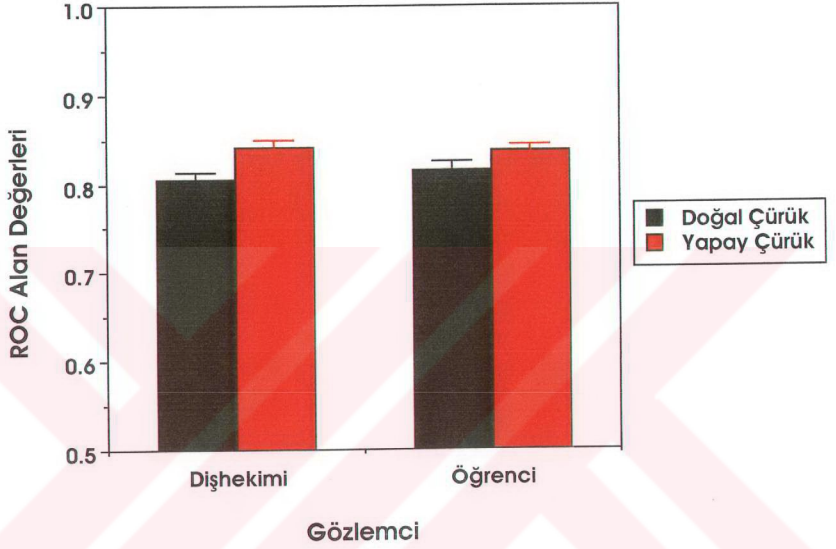
Doğal ve Yapay Çürükler İçin Doku Eşdeğeri Olarak Kullanılan Suya Ait
ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması

ŞEKİL 8



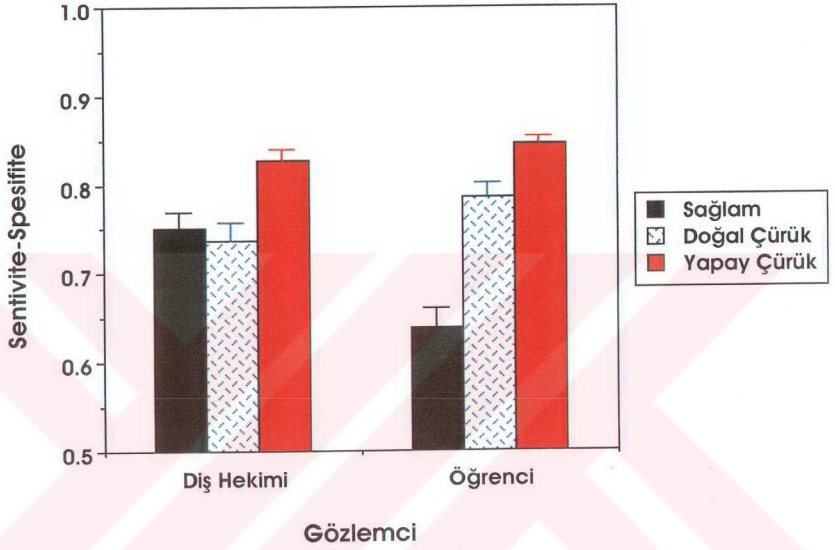
Sağlam Yüzeyler, Doğal ve Yapay Çürükler için Doku Eşdeğeri Olarak Kullanılan Suya Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması

ŞEKİL 9



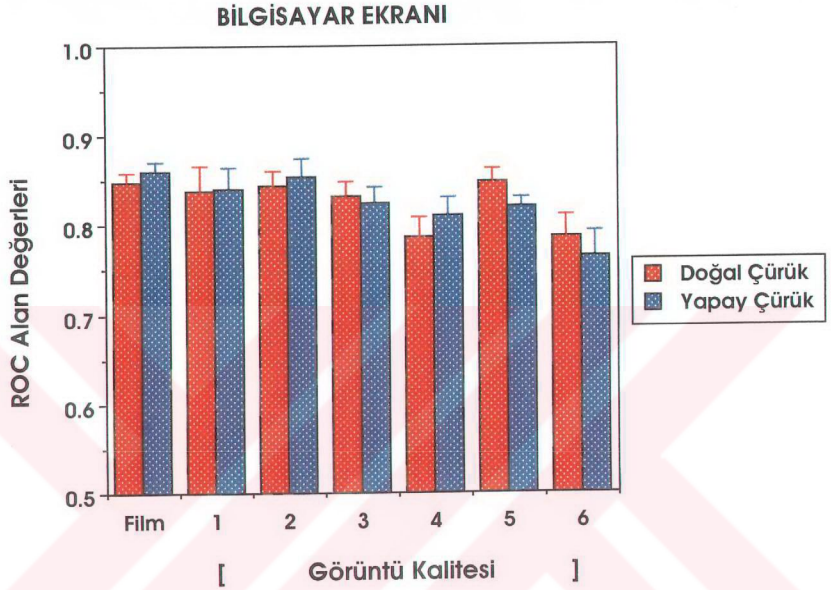
Doğal ve Yapay Çürükler İçin 2 Değişik Gözlemci Grubuna Ait ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması

ŞEKİL 10



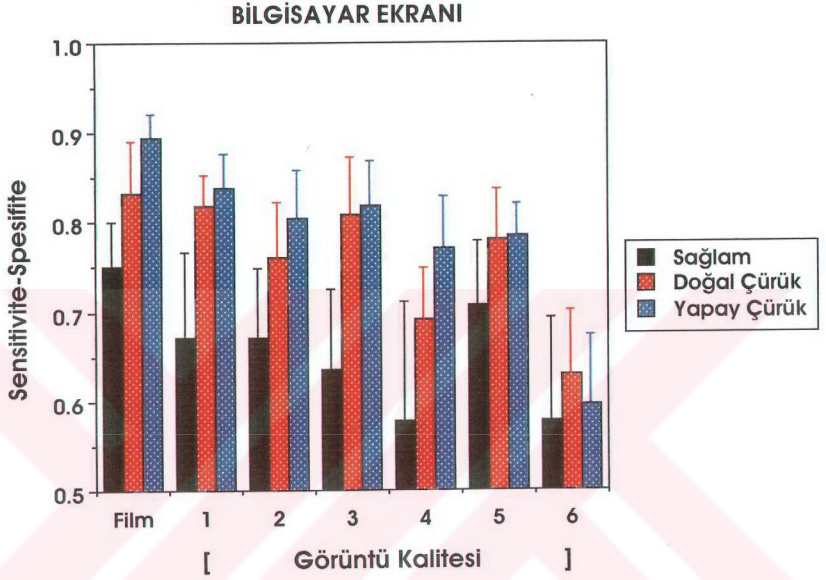
Sağlam Yüzeyle, Doğal ve Yapay Çürükler için 2 Değişik Gözlemci Grubuna Ait Sonuçların Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması

ŞEKİL 11



Bilgisayar Ekranından Değerlendirilen Görüntülere Ait ROC Alan
Değerleri

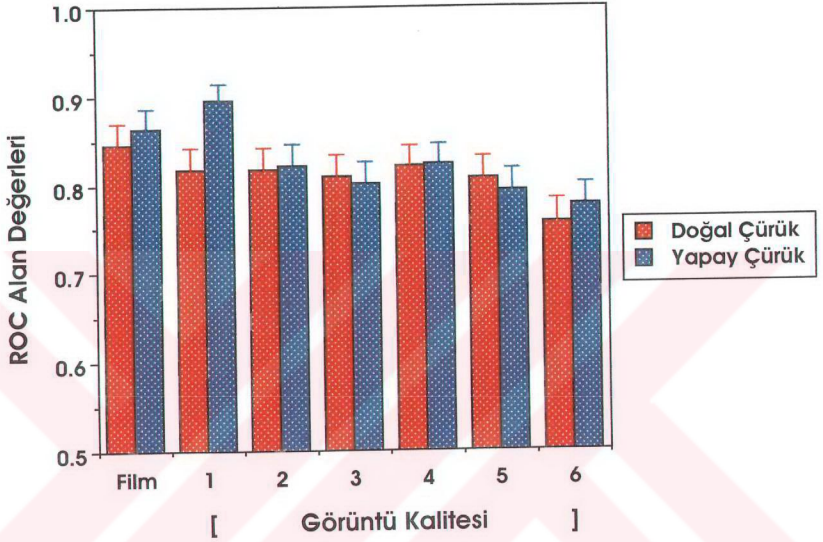
ŞEKİL 12



Bilgisayar Ekranından Değerlendirilen Görüntülere Ait Gözlemci
Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması

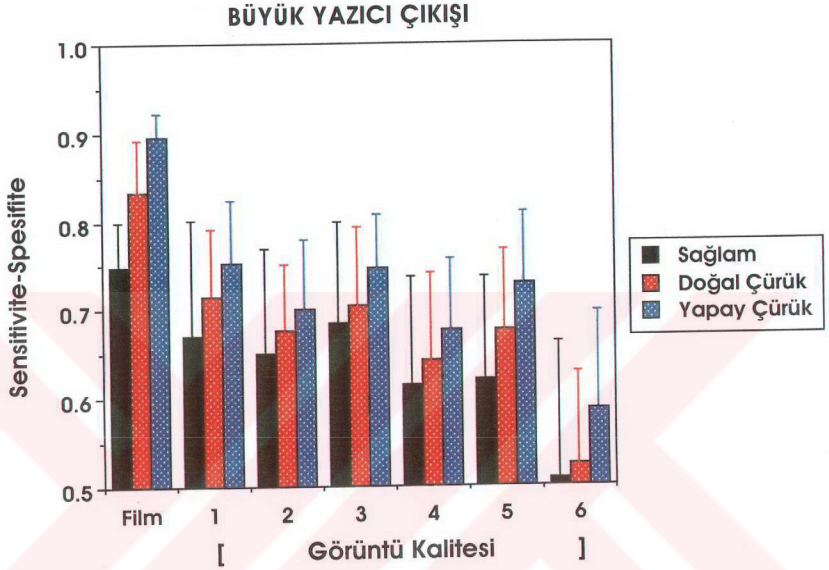
ŞEKİL 13

BÜYÜK YAZICI ÇIKIŞI



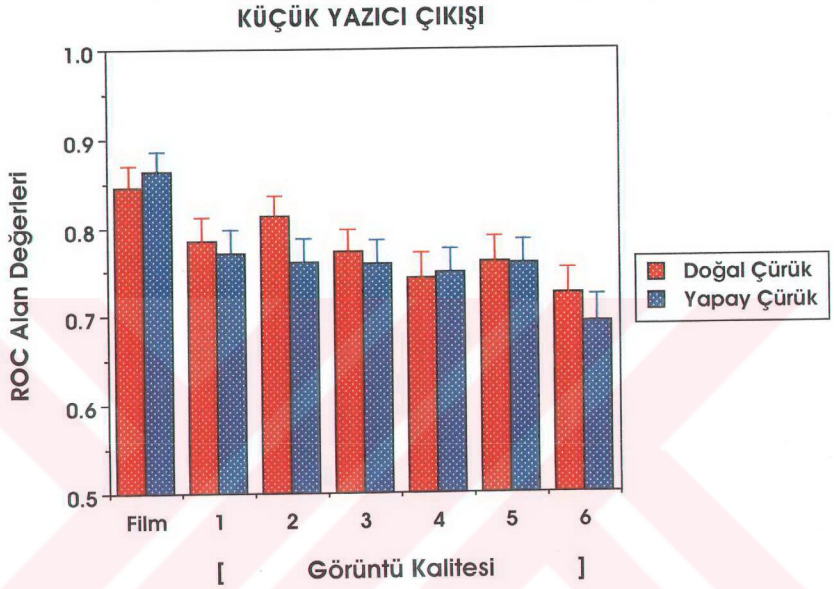
Büyük Yazıcı Çıktılarından Değerlendirilen Görüntüleme Ait ROC Alan Değerleri

ŞEKİL 14



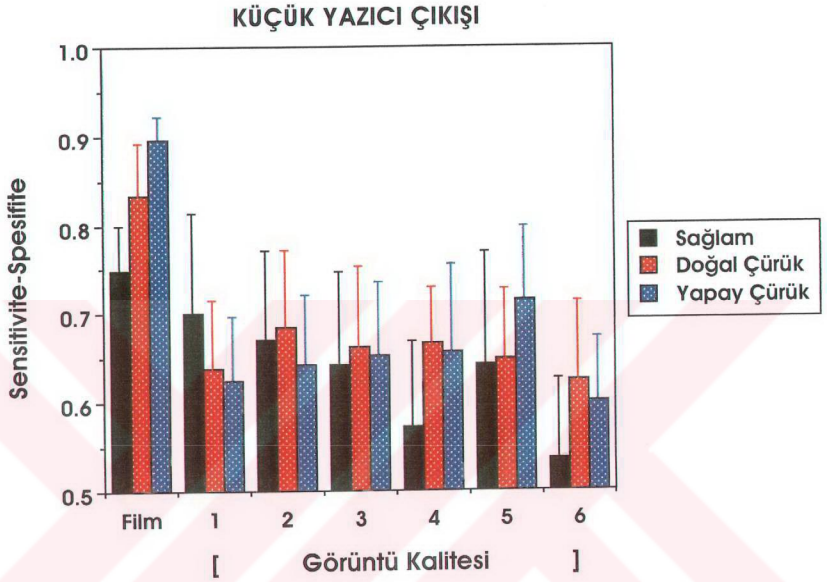
Büyük Yazıcı Çıktılarından Değerlendirilen Görüntülere Ait Gözlemci Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması.

ŞEKİL 15



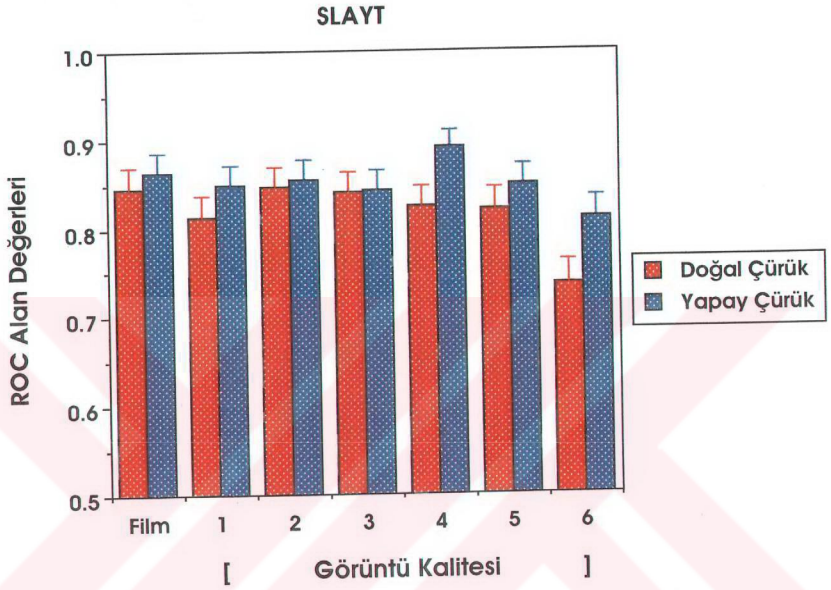
Küçük Yazıcı Çıkışlarından Değerlendirilen Görüntülere Ait ROC Alan Değerleri

ŞEKİL 16



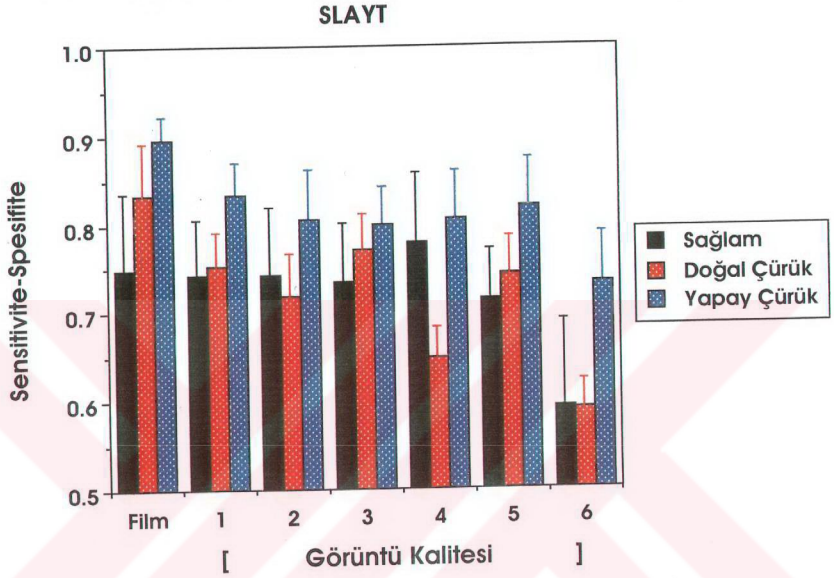
Küçük Yazıcı Çıktılarından Değerlendirilen Görüntüleri Ait Gözlemci
Sonuçlarının Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması

ŞEKİL 17



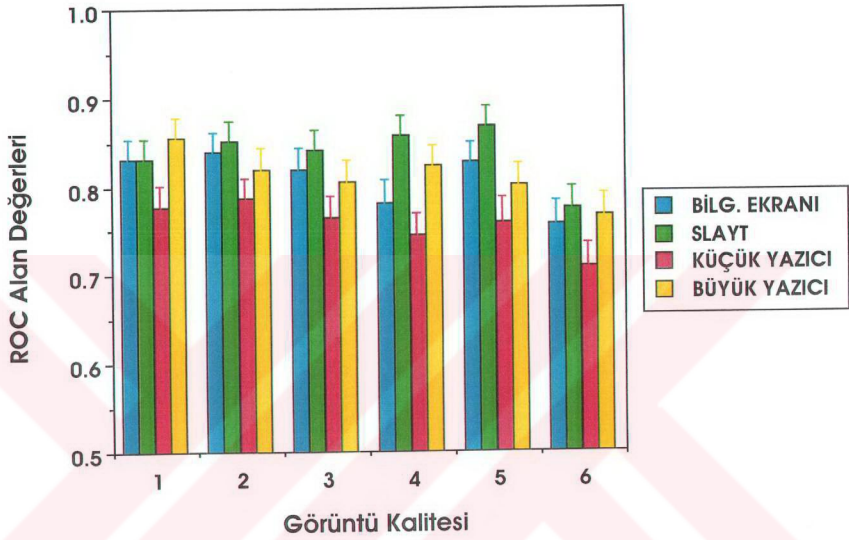
Slayt Üzerinden Değerlendirilen Görüntülere Ait ROC Alan Değerleri

ŞEKİL 18



Slayt Üzerinden Değerlendirilen Görüntülere Ait Gözlemci Sonuçlarının
Doğru Yanıt Oranlarının Karşılaştırması

ŞEKİL 19



6 Değişik Görüntü Kalitesinde; Bilgisayar Ekranı, Büyük Yazıcı Çıktıları, Küçük Yazıcı Çıktıları ve Slayt Üzerinden Değerlendirilen Görüntülere Ait Ortalama ROC Alan Değerlerinin Karşılaştırması

ŞEKİL 20