

# Diş Hekimliğinde Dijital Radyografi

## Digital Radiography in Dentistry: Review

Kıvanç KAMBUROĞLU,<sup>a</sup>  
Candan Semra PAKSOY<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Oral Diagnoz ve Radyoloji AD,  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara

Geliş Tarihi/Received: 28.01.2009  
Kabul Tarihi/Accepted: 26.02.2009

Yazışma Adresi/Correspondence:  
Kıvanç KAMBUROĞLU  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi,  
Oral Diagnoz ve Radyoloji AD, Ankara,  
TÜRKİYE/TURKEY  
dtkivo@yahoo.com

**ÖZET** Son yıllarda, birçok diş hekimi konvansiyonel radyografi sistemlerini dijital görüntüleme sistemleri ile değiştirmektedir. Günümüzde birçok dijital radyografi sistemleri piyasada bulunmaktadır. Gerçek zamanlı görüntüler solid-state dedektörler olan CCD (charge coupled device) ya da CMOS (complementary metal oxide semiconductor) ile elde edilir. Diğer bir alternatif teknoloji ise görüntü oluşturmak amacıyla fosfor plakları kullanan PSP (photostimulable phosphor plate) sistemleridir. Dijital sistemler sayesinde filmden daha kısa sürede ve hastaya daha az radyasyon verilerek dijital görüntüler oluşturulduğu gibi bu görüntüler geliştirilebilir, dijital ortamda saklanabilir ve transfer edilebilir. Bunlara ilaveten, hasta eğitimi daha iyi yapılabilir ve hekimin son model teknoloji kullanması hastaların gözündeki hekim algılamasını olumlu yönde etkiler.

**Anahtar Kelimeler:** Radyograf, dental, dijital; diş hekimliği

**ABSTRACT** Recently, many dental professionals have replaced conventional film systems with digital imaging systems. Today, various digital imaging modalities are available on the market. Real time images are obtained by solid-state sensors made using either CCD (charge coupled device) or CMOS (complementary metal oxide semiconductor) technology. The alternative technology is PSP plates (photostimulable phosphor plate). Owing to digital technology, it is possible to digitally acquire, enhance, store, and transfer radiographic information with a reduced time and radiation dose compared to film. In addition, it enables improved patient education and ensures the perception of being up to date in the eyes of patients.

**Key Words:** Radiography, dental, digital; dentistry

**Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2010;16(2):164-73**

**D**iagnostik radyolojide radyasyondan korunmanın temel prensipleri, ışınlama ile hastaya verilen zarardan daha fazla yarar sağlanması ve olabilecek en düşük radyasyon dozu kullanılarak görüntü elde edilmesidir.<sup>1</sup> Diş hekimliğinde kullanılan ilk dijital X ışını sensörü 1980'lerin ortalarında Francis Mouyen tarafından icat edilmiştir (RVG, Trophy Radiologie, Croissy Beaubourg, Fransa). Dental intraoral sensörlerin icadına ilham veren olay Mouyen'in öğrencilik yıllarında endodontik tedavi esnasında radyografik işlemler için bölümler arasında gidip gelmesi yüzünden çektiği sıkıntılar olmuştur.<sup>2,3</sup> Hemen sonrasında, Per Nelving ve ark. tarafından daha başka bir sistem (Sens-A-Ray, Regam Medical Systems, Sundsvall, İsveç) geliştirilmiştir. Daha sonraki yıllarda ise birçok firma tarafından değişik boyutlarda intraoral ve panoramik sensörler üretilmiştir. Bilgisayar destekli

dijital radyografi, muayenede veri toplanması, teşhis için veri analizi, tedavi planlaması ve takip aŐamalarının tümünde klinisyene büyük kolaylık sağlar.<sup>1,4</sup>

## DİJİTAL DEDEKTÖRLER

Dijital görüntüler, direkt veya yarı direkt olarak bir dedektör yardımıyla ya da indirekt olarak var olan geleneksel bir radyografin taranması ve dijital görüntüye çevirilmesi yoluyla elde edilebilir. Direkt dijital sistemler real time (gerçek zamanlı) solid state dedektörlerdir. Genellikle, direkt dijital sistemlerde charge coupled device (CCD) ve complementary metal oxide semiconductor/active pixel sensor (CMOS / APS) teknolojisi kullanılır. Yarı direkt dedektörler ise fosfor plaklardır (photostimulable phosphor storage plate).<sup>5,6</sup> CCD ve CMOS dedektörler silikon bazlı yarı iletkenlerdir ve X ışınına görünür ışıktan daha hassas oldukları için yapılarında sintilatörler bulunur. Bu sintilatörler yardımıyla X ışını fotonları görünür ışığa çevirildikten sonra elektrik őrjına dönüŐtürölür ve bilgisayarda anında dijital görüntü olarak őrşımıza çıkar.<sup>7-9</sup> Nanofosfor sintilatörler üzerinde devam eden çalışmalar ileriki dönemlerde, artan ışık dөнüşümü yeterliliği sayesinde daha az radyasyon dozu kullanımına ve çok daha yüksek diagnostik kalitede görüntü elde edilmesine olanak sağlayacaktır.<sup>10</sup> Fosfor plaklar ise baryum florhalit fosfor tabakası içermektedir. Defalarca kullanılabilen plak, X ışını tarafından uyarılınca oluşan foton enerjisini emer ve saklar. Daha sonra görüntü plağı, bir okuyucunun içerisinde lazer ışını ile taranır. Fosfor tabakasında bulunan enerji bir fotomultiplier tarafından tespit edilen ışık şeklinde açığa çıkar. Buradan enformasyon bilgisayara aktarılır ve monitörde gözlenir.<sup>5,6,11</sup> IŞınlama öncesinde, PSP plakları önceki ışınlamadan kalan hayalet görüntülerin eliminasyonu amacıyla yüksek yoğunluklu ışık ile doldurulur. Böylece, varolan artık görüntü kalıntıları silinir ve plak bir sonraki ışınlama için hazır hale getirilir.<sup>12</sup> En iyi kalitedeki görüntülerin elde edilmesi açısından fosfor plakların ilk on dakikayı geçirmeden taranması idealdir. Daha uzun süreler beklenmesi gerekiyorsa ve ilk on dakika içerisinde tarama olanağı yoksa plakların ışık sızdırmayan bir ortamda saklanması gerekir.<sup>13</sup> Sensörler için özel

olarak tasarlanmış tutucu cihazlar vardır. Ayrıca, klinik kullanım esnasında sensörlerin plastik bir koruyucu ile örtülmesi enfeksiyon kontrolü açısından önemlidir.<sup>5,6</sup> Resim 1'de çeşitli intraoral sensörler ve film görölmektedir.

## DİJİTAL GÖRÜNTÜ

Geleneksel radyograflar negatoskopta incelendiğinde, gümüş grenlerinin değişik yoğunluklarının yapısı göz tarafından grinin değişik tabakaları olarak algılanır. Dijital sistemde, görüntü kaydı amacıyla gümüş halid kristallerinin yerine çok sayıda ışığa duyarlı küçük elemanlar kullanılır. Görüntüyü yansıtılabilmek için bilgisayar ekranından yayılan ışıkta değişik gri tabakalar üretilir. Analog görüntüde gümüş grenleri emülsiyonda rastgele dağılım gösterirken, dijital görüntü satır ve sütunlardan oluşmuş bir organize matriks içerisindeki geniş piksel (resim elemanı) koleksiyonunu içermektedir. Bu resim elemanları çok küçük olduklarından normal büyütmeyle görülemezler.<sup>14,15</sup>

## BİR DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNDE BULUNMASI İSTENEN ÖZELLİKLER

Bir dijital radyografik sistemde bulunması beklenen özellikler Farman tarafından aşağıdaki gibi sıralanmıştır:



**RESİM 1:** Farklı üreticilerin piyasaya sürdüğü çeşitli intraoral sensörler ve film. Soldan sağa;

1. CMOS Schick CDR 2000 (S Technologies, Computed Dental Radiography, New York, NY, ABD).
2. Kodak Insight Film, E/F grubu (Eastman Kodak Co, Rochester, NY, ABD).
3. PSP sensör (Combix-xi, Ores Digident, Yokneam, İsrail).
4. Sopix CCD sensör (Sopro Imaging, Acteon Group, La Ciotat Cedex, Fransa).

1. Oluşturulan görüntünün diagnostik kalitesi iyi olmalıdır.

2. Kullanılan radyasyon dozu filme eşit ya da daha düşük olmalıdır.

3. Dijital radyografi teknikleri geleneksel X-ışın cihazlarıyla uyumlu olmalıdır.

4. Kayıpsız arşivlemeye olanak sağlayan imaj dosya formatıyla birlikte DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) standartları içerisinde bilgi akışına izin vermelidir.

5. Tüm işlemler için gerekli olan süre filme eşit ya da daha az olmalıdır.<sup>16</sup>

## DİJİTAL DENTAL RADYOGRAFİNİN SAĞLADIĞI AVANTAJLAR

Dijital radyografinin, geleneksel radyografi ile karşılaştırıldığında ortaya çıkan bazı üstünlükleri vardır. Bunlar: ışınlama dozunun azaltılabilmesi, zaman kazancı, kimyasal banyo işlemlerine gerek duyulmaması, hastanın daha kolay bilgilendirilmesi, görüntülerin transfer edilebilmesi, görüntü üzerinde geliştirici işlemlerin yapılabilmesi ve çeşitli özel yazılımlar yardımıyla uygulanan tekniklerin kullanılabilmesidir.

### a- Işınlama Dozunun Azaltılabilmesi

Dijital imaj reseptörlerinin yüksek duyarlılığı sayesinde ışınlama süresi E-speed filmlere göre %50-80 arasında azalmıştır.<sup>4,6</sup> Alınan radyasyon dozunun daha da azaltılmasını amaçlayan Avrupa Birliği destekli akıllı görüntüleme sensörleri projesi IImaS (intelligent imaging sensors) kapsamında üretilen sensörler sayesinde, değerlendirilmek istenen esas bölgelerin optimal olarak ışınlanması, daha az ilgi alanı içerisinde olan bölgelerin ise daha az ışınlanması planlanmaktadır.<sup>17</sup>

### b- Zaman Kazancı

Işınlama ve görüntü oluşumu arasındaki sürenin çok kısa olması nedeniyle değerlendirmenin hemen yapılabilmesidir.<sup>18</sup>

### c- Banyo İşlemlerinin Ortadan Kalkması

Banyo işlemlerinin ortadan kalkması sayesinde banyoya bağlı artefaktların önlenmesiyle birlikte çevre korunmasına ve ekolojik dengeye katkı sağ-

lanmasıdır. Ayrıca, klinikte banyo solusyonları ve film saklamak için gerekli olan alanlar geri kazanılabilmektedir.<sup>6,19</sup>

### d- Hastanın Daha Kolay Bilgilendirilmesi

Hastaya hastalığı hakkında bilgi verilmesi ve tedavi planının aktarılması monitör üzerindeki bir görüntüde daha etkili bir biçimde yapılabilirken hekime itibar kazandırır.<sup>6</sup>

### e- Görüntülerin Saklanabilmesi, Transferi ve Yeniden Erişimi

Dijital ağ ile hem görüntülerin saklanması hem de transferi daha kolaydır. Görüntüler saklanabilir, arşivlenebilir ve gerektiğinde çıktısı alınabilir. Dijital görüntüler kolaylıkla diğer diş hekimlerine ve si-gorta şirketlerine transfer edilebilir (teleradyoloji).<sup>6</sup> Ayrıca, üç boyutlu dijital görüntülerin üreticilere gönderilmesi sayesinde, bilgisayar ve görüntü rehberlikli tedavi uygulamaları yapılarak implant cerrahisinde kullanılabilen hastaya özel rehber modeller üretilebilir.<sup>20</sup>

Elde edilen verinin saklanması için dijital teyp, optik teknoloji (CD-ROM, DVD) ve hard disk kullanılır.<sup>21</sup> Son yıllarda geliştirilen Nano-CD nono-imprint litografi adlı madeni para büyüklüğündeki bir cihaz ile 400GB veri depolanabilmektedir. Önümüzdeki yıllarda, içerisinde bilgisayar çipi bulunan kredi kartı büyüklüğündeki akıllı sağlık kartı (health smart card) yardımıyla hastaya ait tüm sağlık bilgileri taşınabilecektir.<sup>22</sup>

Görüntü sıkıştırmanın (görüntü kompresyonu) amacı arşivleme ve transfer için dijital görüntünün dosya büyüklüğünün azaltılmasıdır. Sıkıştırma yapılırken önemli olan enformasyon kaybı olmamasıdır. Diagnostik amaç ve tekrar erişim gereksinimine bağlı olarak kayıpsız (lossless) ve kayıplı (lossy) sıkıştırma metodları uygulanır.<sup>23</sup>

Kayıpsız (lossless-reversible) sıkıştırma metodu: Herhangi bir veri kaybına yol açmadan de-kompresyon sonrasında görüntünün tam bir kopyası elde edilir. Çoğu kompresyon yöntemleri görüntüdeki fazlalıklardan avantaj sağlarlar. Kayıpsız sıkıştırmada maksimum sıkıştırma oranı genellikle 3:1'den daha küçüktür.<sup>15</sup>

Kayıplı (lossy-irreversible) sıkıştırma metodu: Veri kaybına neden olarak daha yüksek düzeyler-

de sıkıştırma sağlar. alıŐmalar, 12:1 ve 14:1 sıkıştırılmaların çürük teşhisi üzerinde kayda değer bir etkisinin olmadığını ortaya koymuştur. 25:1 sıkıştırma sonucunda oluşan görüntünün endodontik kanal aleti uzunluğunu saptama yeterliliği sıkıştırılmamıŐ olanla aynıdır. 28:1 sıkıştırma subjektif görüntü kalite değerlendirmesi ve panoramik radyograflarda yapay lezyonların incelenmesi açısından kabul edilebilir. <sup>15</sup>

Elde edilen görüntüler ideal olarak enformasyon kaybını önlemek için tagged image file format (tiff) ile depolanmalıdır. Buna alternatif olarak, DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) formatı da vardır. <sup>23</sup> DICOM ilk olarak tıp alanında baŐlayan ve daha sonra diğer alanları da içerisine alan uluslararası bir görüntüleme standardizasyonu protokolüdür. Görüntülerin formatlanmasıyla birlikte görüntü ve ilgili enformasyon iletiminde detaylı spesifikasyon sağlar. Bu standartlar dijital sistem görüntülerinin herhangi bir kayıp oluŐturmadan ve güvenli bir şekilde dolaŐmasına imkan verir. DICOM standardı kullanılarak görüntüler farklı firmaların ürettiği DICOM dosyalarını okuyabilen dijital sistemlere gönderilebilir. Sistemler arası uyumluluk ve işlem yapabilmek olanağı hekimin dijital sisteme yaptığı yatırıma korurken daha sonra başka bir cihaza geçme avantajını da beraberinde getirir. Ancak, henüz tüm üreticiler bu standartlara uyma noktasına gelememiŐlerdir. <sup>24</sup>

#### f- Orijinal Görüntünün İŐlenebilmesi ve Güçlendirilmesi

Bir görüntüyü geliŐtirmek, düzeltmek, analiz etmek veya bir miktar deđiŐtirmek için yapılan operasyonlar görüntü iŐleme (image processing) olarak bilinir. Amaç, insan gözü için daha seçilebilir görüntüler yaratmak veya görüntü içeriğini analiz ederek veri elde etmektir. <sup>25</sup> Subjektif güçlendirme ile göze daha hoŐ gelen görüntüler elde etmek mümkündür. Günümüzde yazılım paketleri birçok görüntü güçlendirici teknik sunmaktadır. Bu tekniklerden uygun olanın seçimi görüntüleme modeli, diagnostik amaç ve gözlem koşulları tarafından belirlenir. <sup>26</sup> Görüntü güçlendirmenin diagnostik değerli tartıŐmalıdır. Çünkü; asıl görülmek istenen radyografik bulgular güçlendirilirken dikkati bo-

zan ve dağıtan diğer bulgular da güçlendirilebilir. Bunun için görüntü içeriğini ve insan görsel algılayabilme sistemini dikkatle değerlendirmek gerekir. <sup>15,25</sup> Hekimlerin, dijital sistemlerde görüntü güçlendirmesi kullanarak yarar beklediği diagnostik alanlar daha çok çürük, periodontal ve periapikal lezyonlar ile kemik lezyonlarının teŐhisidir. Amaca yönelik olarak geliştirilen güçlendirme araçlarının otomasyonu ile daha çabuk ve doğru teşhis olanağı doğacaktır. <sup>17</sup> Dijital sistem yazılımlarında orijinal görüntü üzerinde güçlendirmeye olanak sağlayan çeşitli araçlar vardır. Genellikle tüm sistemlerde bulunan bu araçlar, kontrast ve yoğunluk ayarları, histogram ve gama ayarı, ters kontrast, keskinleştirme ve pürüzsüzleştirme, renk uygulaması, otomatik ölçüm, kabartma, zum ve magnifikasyon olarak sıralanabilir.

#### KONTRAST VE YOĞUNLUK AYARLARININ DEĞİŞTİRİLMESİ

Doğru ışınlama ayarları kullanılarak çekilmiŐ görüntülerin kontrastı ve yoğunluğu iyi olur. Analog bir görüntü üzerinde banyo işlemi sonrasında herhangi bir düzeltme yapılamazken dijital görüntülerde bu olanak belli bir dereceye kadar vardır. Fakat, bu olasılık doğru ışınlama kurallarına uyma zorunluluğunu ortadan kaldırmamalıdır. Kontrast ve yoğunluğun düzeltilmesi kullanıcı tarafından yapılabilir, fakat bazı yazılım programları standardize edilmiş kontrast ve parlaklık optimizasyonu ile objektif ve yeniden üretilebilir görüntü kalitesine olanak sağlar. <sup>1</sup>

#### Histogram aracı ve gama değerli

Yoğunluk ve kontrast ayarlarının yanı sıra dijital görüntüleme yazılımları histogram aracı da içerir. Bazıları aynı zamanda gama değerinin de ayarlanmasına izin verir. Gama değerinin değiştirilmesi görüntü kontrastının parlak ve koyu alanlarını güçlendirir. Parlaklık, kontrast ve gama değerli ayarlamaları görüntünün orijinal yoğunluğunun değerlerini deđiŐtirir. Histogram eŐitlemesi ile bol miktarda bulunan görüntü yoğunlukları arasındaki kontrast artırılırken az olan görüntü yoğunluklarının arasındaki kontrast azaltılır. Bu uygulamanın gerçek etkisi görüntü içeriğine bağlıdır ve bazı durumlarda görüntü kalitesinin düşmesine neden olur. Histogram yayma (stretching) ise orijinal gri değer aralığı-

nı sistemin olanak verdiği aralığa yayar. Bu tür histogram operasyonlarının sınırlı faydaları vardır ve etkileri önceden bilinemez.<sup>15,25</sup>

### Kontrastın tersine çevrilmesi

Radyografik pozitif görüntüyü radyografik negatif görüntüye çevirir. Tersine çevirme (inversion) ile radyolüsent alanlar beyaz, radyopak alanlar ise siyah görünür. Her ne kadar bu işlem görüntü içeriğinin subjektif görünürlüğünü etkilese de görüntü yorumlama pratiği için yabancıdır ve herhangi bir faydası saptanamamıştır.<sup>6,15</sup>

### Keskinleştirme ve Pürüzsüzleştirme

Bu filtrelerin amacı bulanıklık veya kirliliği ortadan kaldırarak görüntü kalitesini arttırmaktır. Görüntüyü pürüzsüzleştiren filtreler yüksek frekanslı kirliliği ortadan kaldırır. Görüntüyü keskinleştiren filtreler ise, düşük frekanslı kirliliği ortadan kaldırır veya değişik şiddetli bölgeler arasındaki sınırları güçlendirerek keskinleştirme işlemi yaparlar (kenar güçlendirme). Filtreler için özel amaca yönelik bilimsel bir yarar kanıtlanamamışsa kullanımdan kaçınılmalıdır.<sup>15</sup> Özellikle düşük yoğunluklu, az ışınlanmış görüntülerde yoğunluk, kontrast ve kenar güçlendirme işlemlerinin çürük teşhisi açısından yararlı olduğu ortaya konmuştur.<sup>27</sup>

### Renk uygulaması

İnsanlar diğer renkleri gri renklerden daha iyi ayırt edebilirler. Segmentasyon (görüntüyü basitleştirmek ve temel komponentlerine ayırmak) amacıyla değişik renkler kullanılabilir. Bu yöntem, hasta bilgilendirmesi ve eğitimi açısından faydalı olabilmektedir.<sup>15</sup>

### Otomatik ölçüm

Otomatik ölçüm araçları kullanılarak dijital görüntü üzerinde uzunluk, açı ve alan hesaplamaları yapılabilir. Bunun en kolay yolu, ölçümleri piksel sayıları olarak belirtmektir. Diğer bir yöntem de ölçüm birimi olarak milimetre ya da inç kullanılmasıdır. Piksel ölçümlerini gerçek uzunluk ölçümlerine çevirmek için kullanılan sensörün magnifikasyon faktörünün kalibrasyonu gerekir. Bazı yazılım programları, kullanılan sensör sistemini tanıma

ve var olan magnifikasyon faktörünü herhangi bir kalibrasyon aracına ihtiyaç duymadan belirtme özelliğine sahiptir.<sup>1</sup>

### Kabartma, zum ve magnifikasyon

Dijital sistem yazılımlarında, kabartma ya da yalancı 3-D görüntü, zum/büyütme özellikleri de bulunmaktadır. Gözlemci performansı dikkate alındığında büyütülmüş (x4) dijital görüntüler magnifiye edilmemişlere göre aproksimal çürük teşhisinde daha başarılı bulunmuştur.<sup>28</sup> Zum fonksiyonu grafik yazılım paketlerine görüntü magnifikasyonu ve reduksiyonu yapmak amacıyla konmaktadır. Bu metoda göre zoom in (yakınlaştırma) yapılırken, pikseller dublike edilir (magnifikasyon 2:1, faktör 2) ya da 3 (magnifikasyon 3:1, faktör 3), 4 ve vb. 5 kata kadar büyütülür. Zoom out (uzaklaştırma) yapılırken (ör, 1:2, faktör 0.5) ise pikseller azaltılarak görüntü küçültülür. Dijital görüntüler küçültüldüğünde enformasyon kaybı ile beraber diagnostik etkinlik azalır. Bu yüzden sadece geçici olarak, ışınlanan alana gözlemci oryantasyonunu sağlamak amacıyla kullanılmalıdır.<sup>29</sup> Zumlama ve büyütme fonksiyonu kullanılarak kök kırıklarının teşhis edilmesinde<sup>30</sup> ve okluzal çürüklerin keskinleştirici filtre, zum ve yalancı renkle incelenmesinde<sup>31</sup> ek bir katkı ortaya konamamıştır.

### g- Özel Yazılımlar Yardımıyla Uygulanan Teknikler

Çeşitli firmalar geliştirdikleri bilgisayar yazılımları sayesinde uygulanan tekniklerle iki boyutlu görüntülerden en yüksek düzeyde yarar sağlamaya çalışmaktadır.

### Dijital fark radyografisi (DSR)

Aynı projeksiyon geometrisine sahip iki görüntünün şiddetleri arasındaki fark çıkarılarak zamanla oluşan mineral değişimlerinin daha rahat gözlenmesi amacıyla geliştirilmiştir. İki görüntü arasındaki projeksiyon geometrisinin standardizasyonu çok önemli ve zordur. Standardizasyon hatalarının ortadan kaldırılmasına yönelik yazılımlar geliştirilmektedir.<sup>1,25</sup>

### TACT (Tuned aperture computed tomography)

Objenin kendi özelliklerini veya dedektör ile ilişkisini kullanarak projeksiyon geometrisini retros-

pektif olarak belirleme düşüncesine dayanır. Görüntüleme geometrisinin belirlenmesi ve sonuç TACT kesitlerinin rekonstrüksiyonu kaynak imajların kesin ve güvenilir projeksiyonlarının izlenmesi için uygulanır.<sup>25</sup>

### DENTAL DİJİTAL RADYOGRAFİNİN DEZAVANTAJLARI

Dental dijital radyolojinin daha hızlı bir biçimde yaygınlaşmasını engelleyen çeşitli dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar: yüksek maliyet, sensörlerin enfeksiyon kontrolünün zorluğu, sensörün pratik uygulama zorlukları, bilgisayar kullanımı ile ilgili sıkıntılar, görüntü güvenliğinin sağlanması, çıktıların baskı kalitesinin yetersiz oluşu ve görüntü kalitesinin özellikle monitörle ilgili etkenlere bağımlı olması olarak sıralanabilir.<sup>32-34</sup>

#### a- Yüksek Maliyet

Başta panoramik sistemler olmak üzere dijital radyoloji donanımının fiyatları geleneksel yöntemlere göre çok yüksektir.<sup>32-34</sup>

#### b- Sensörlerin Enfeksiyon Kontrolünün Güçlüğü

Sensörlerin tekrarlanan kullanımına bağlı olarak, her yeni hasta için sensörün ayrı bir koruyucu poşetle kaplanması gerekmektedir. Bu durum pratik uygulama açısından vakit kaybına neden olmaktadır.<sup>32-34</sup>

#### c- Bilgisayar Kullanımına Yönelik Deneyim

Görüntü güçlendirici işlemler zaman alıcı olabilir ve deneyimsiz bir gözü yanıltabilir. Ayrıca, bilgisayar kullanmayı bilmeyen hekimlerin sistemi öğrenmesi güç olabilir.<sup>6</sup>

#### d- Pratik Uygulama Zorlukları

Sensörlerin kalın olması, bazılarının küçük ve kablolulu olması ağza yerleştirme ve ışınlama açısından sorunlar yaratabilir.<sup>6</sup>

#### e- Görüntü Güvenliği

Bilgisayar hafızasında, disketlerde veya kompakt disklerde saklanan görüntülerin güvenliğinin sağlanması kolay değildir. Üretici firmalar orijinal görüntülerle yasal olmayan bir biçimde oynanmasına karşı yazılımlar geliştirseler de orijinal görüntülerin ve görüntü bilgilerinin değiştirilmesi mümkün olabilmektedir. Diş hekimleri dijital radyograflarda

modifikasyon olasılığına karşı uyanık olmalıdırlar. Unutulmaması gereken bir gerçek de çoğu durumda hasta hikayesinde ve tedavi kayıtlarında değiştirildiği düşünülen bir radyografin dışında şüpheli başka bulguların da var olduğudur.<sup>1,35</sup> Eşzamanlı veri paylaşımı ve hasta kayıtlarının dağıtılması ile birlikte güvenlik daha da önem kazanmıştır. Bu amaçla kriptografi ve dijital imza gibi uygulamalar geliştirilmektedir.<sup>21</sup>

#### f- Çıktıların Baskı Kalitesi

Termal, lazer ve mürekkepli yazıcılardan alınan çıktılardaki baskı kalitesinin ekran görüntüsüne eşdeğer olmamasıdır.<sup>6</sup> Dijital görüntülerden alınan çıktılarının kalitesinin yükseltilmesine yönelik seçenekler araştırılmaktadır.

#### g- Dijital Görüntünün Değerlendirilmesinde

##### Ekran ve Gözlem Koşulları

Dijital radyolojide görüntü oluşumunun son halkası ekran, gözlem koşulları ve yorumlamadır. Uygun olmayan ekran ayarları ve karakteristiği görüntünün diagnostik kalitesini olumsuz etkiler.<sup>2</sup> Analog ve dijital tüm diagnostik radyograflar loş bir ortamda değerlendirilmelidir. Dijital görüntülemelerde yüksek kalitede bir ekran ve tavsiye edilen görüntü ayarları çok önemlidir.<sup>16</sup> Çalışma ortamında çok miktarda ışığın olduğu durumlarda parlaklığı azaltmak için daha fazla monitörlere ihtiyaç duyulur.<sup>15</sup>

#### DİJİTAL DEDEKTÖR ÖZELLİKLERİ

Herhangi bir görüntü dedektörü için önemli olan özellikler aşağıdaki şekilde sıralanabilir.

- 1) Aktif alan
- 2) Sinyal kirlilik oranı (SNR)
- 3) Kontrast çözünürlüğü
- 4) Uzaysal çözünürlük
- 5) Dedektör ışınlama aralığı
- 6) Dedektör hassasiyeti<sup>2,15,16</sup>

#### 1- Dedektör Aktif Alanı

Dijital sensörlerde kullanılan dedektörlerin aktif alanları X ışını filmleri için ISO (International Organization for Standardization) tarafından kabul

edilmiş ebatlarla uyumlu olmalıdır. Ancak, Diş hekimliğinde kullanılan dijital dedektörlerde şu an için herhangi bir standart bulunmamaktadır.<sup>2</sup>

## 2- Sinyal Kirlilik Oranı

Kirlilik (noise), görüntü yoğunluğundaki istenmeyen dalgalanmaları tanımlar ve sinyal kirlilik oranı (signal to noise ratio-SNR) olarak ifade edilir. Rezolüsyonun artması, eğer doz da birlikte orantılı olarak arttırılmazsa genellikle SNR'de yükselmeye neden olur.<sup>2,9,12</sup> İdeal bir görüntüleme sistemi rastgelen her bir X-ışını kuantumunu mükemmel bir lokalizasyon ve dozla kaydetmelidir. Bu durum %100 ya da 1'e eşit gelen kuantum kaydetme yeterliliği (DQE-detective quantum efficiency) olarak ifade edilir. Eğer DQE %0 ya da 0 ise, görüntü bilgi transferi yoktur ve çıktı sinyali sadece gürültü kirliliği içerir. Yüksek görüntü kalitesi elde etmek için düşük gürültü ve yüksek kontrast performansı elde etmek gereklidir. Görüntü detayının gözlenebilmesi aslen SNR'ye bağlıdır. Teknik olarak DQE, SNR'lerin birbirlerine oranının karesine denk gelir SNR,  $(S/N)_{çıkan}^2 / (S/N)_{giren}^2$  formülü ile hesaplanır. DQE gözlemci performansını etkileyen en önemli indikatördür.<sup>9</sup> Bir sistemin modülasyon transfer fonksiyonu (modulation transfer function-MTF), onun objede var olan orijinal bilgiyi üretebilme yeteneğinin matematiksel ifadesidir ve aynı zamanda görüntü kontrastı, keskinlik ve rezolüsyon için genel bir ölçümdür. MTF, ışınlanan objenin tam anlamıyla bir kopyasını üretebilen sistemin MTF'si 1 iken MTF'si 0 olan bir sistem hiçbir şekilde orijinal bilgi üretmez. 0.5 MTF ise %50 oranında enformasyonun kaydedildiğini ifade eder.<sup>8,36</sup>

## 3- Kontrast Çözünürlüğü

Radyografik görüntüde farklı yoğunlukların ayırt edilmesidir. Dokunun özellikleri, görüntü reseptör kapasitesi, bilgisayarın özellikleri ve gözlemci performansı kontrast rezolüsyonunu etkileyen faktörler olarak belirtilebilir. Günümüzde dijital dedektörler 8,10,12 ve 16 bitlik derinliklerde veri saklarlar. Bit derinliği 2'nin kuvvetidir. Teorik olarak dedektör  $2^8$  (256) ile  $2^{16}$  (65536) farklı yoğunluğu kapsar. Dedektörlerin yoğunluk farklarını kapsama yeterliliğinden bağımsız olarak konvansiyonel bil-

gisayar monitörleri sadece 8 bitlik gri skalayı gösterirler ( $2^8 = 256$ ). Windows gibi işletim sistemleri bir kısım grilik derecelerini sistem enformasyonunun gösterilmesi için sakladıklarından dolayı monitörde izlenebilen gerçek gri seviye sayısı 242'dir. Bit derinliği görüntüdeki olası gri seviyelerin sayısını kontrol eder. Daha önemli bir sınırlayıcı faktör de insan görme sistemidir. İnsan gözü ideal şartlarda herhangi bir zamanda yaklaşık 60 gri düzeyi ayırt edebilir. Dental ortamdaki tipik gözlem şartları düşünülüğünde ayırt edilebilen gerçek gri seviye sayısı 30'un altına düşer.<sup>15</sup> Yapılan bir çalışmada diş hekimlerinin bir sensörden bekledikleri en önemli özelliğin kontrast rezolüsyonu olduğu ifade edilmiştir.<sup>17</sup>

## 4- Uzaysal Çözünürlük

Uzaysal çözünürlük birbirine yakın objelerin ayırt edilebilmesidir. Dijital görüntüleme sistemleri için teorik rezolüsyon limiti piksel büyüklüğüdür. Çözünürlük, mm'deki çizgi çifti sayısı (lines per mm - lp/mm) olarak ölçülür ve ifade edilir. Çözünürlük hesaplamasında, düzgün radyoopak çizgilerin aynı genişlikte boşluklarla ayrılmış olduğu özel test materyalleri kullanılır. Işınlama sonrasında gözlenebilen çizgi ve birlikte olduğu boşluk, çizgi çifti olarak adlandırılır. Bir çizgi çiftini çözmek için en az 2 piksele gereksinim vardır. Bir piksel çizgi ve bir piksel de boşluk için gereklidir. 20 mikron piksel büyüklüğü için teorik olarak yaklaşık 251 p/mm rezolüsyon sağlanır. Kontrast çözünürlüğünde olduğu gibi pratikteki gerçek uzaysal çözünürlük çok daha düşüktür.<sup>15</sup>

## 5- Dedektör Işınlama Aralığı

Görüntü reseptörünün belli bir X ışını maruziyet aralığını kapsama yeterliliğine ışınlama aralığı adı verilir. İntraoral görüntü reseptörlerinde aranan bir özellik gingivadan mineye kadar doku yoğunluklarının tüm aralıklarında kayıt alabilme yeteneğidir. Bu dokulardaki küçük değişiklikler gözle görülebilir. Film radyografisinde yararlı yoğunluk aralığı 0.5-2.5'dur. CCD ve CMOS dedektörlerinin ışınlama aralığı filme benzer ve dijital kontrast ve parlaklık ayarı ile genişletilebilir. PSP reseptörleri daha geniş ışınlama aralığında görüntü almaya olanak sağlarlar.<sup>15</sup>

## 6- Dedektör Hassasiyeti

Dedektörün hassasiyeti, ufak dozdaki radyasyona yanıt verme yeteneğidir. Dijital reseptörler için intraoral filmlerde var olan standart film hızı grupları gibi bir sınıflandırma yoktur. Üreticilerin belirttiği hassasiyetler pratiğe oranla daha abartılı olabilir. Dedektör yeterliliği, piksel büyüklüğü ve sistem gürültü kirliliği dijital reseptörlerin hassasiyetini etkiler. İntraoral PSP sistemler F hızlı filme oranla %50 daha az ışınlama yapılmasına imkan verirler.<sup>15</sup>

### Dijital sensörlerle ilgili çalışmalar

Çürük teşhisi,<sup>37</sup> endodontik uzunluk ölçümleri,<sup>38</sup> dental implantların değerlendirilmesi,<sup>39</sup> periapikal lezyonların saptanması,<sup>40</sup> ve kök kırıklarının teşhisi<sup>41</sup> amacıyla yapılan çalışmalarda dijital radyografik sistemler başarılı sonuçlar ortaya koymuştur. Diş hekimliği kliniğinde kullanıma giren yeni dijital sistemlerin değişik diagnostik amaçlara yönelik yeterliliklerini değerlendiren çalışmalar gerekmektedir. Deneysel, *in vitro* çalışmaların yanı sıra dijital reseptörlerin klinik kullanımlarının değerlendirilmesine yönelik olarak hasta üzerinde yapılan zaman ve klinik uygulama çalışmaları da hız kazanmaktadır.<sup>42,43</sup>

### Konik ışınli tomografi

Son yıllarda, sadece diş hekimliği için özel olarak geliştirilen konik ışınli tomografi sistemi sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Konik ışınli tomografi sayesinde X ışını kaynağı ve dedektörün toplam 180-360 derece dönmesiyle ışınlama yapılır. Işınlama süresi yaklaşık 17 saniye ile 1 dakika arasındadır. Uzaysal çözünürlüğü bilgisayarlı tomografinin dört katı kadardır (2 lp/mm) ve 1:1 görüntü verir. Bilgisayarlı tomografiden daha ekonomik, daha hızlı ve bakımı daha kolaydır. Ayrıca, radyasyon dozu bilgisayarlı tomografi taramasına göre %3 ila %20 daha azdır.<sup>44</sup> Piyasada çeşitli firmaların sunduğu cihazlar vardır ve birçok yeni sistem pi-

yasaya çıkmak üzeredir. En çok bilinen konik ışınli tomografi sistemleri şunlardır.

1. 3D Accuitomo (Morita, Japonya)
2. Aperio Services LLC New Tom Plus (Verona, İtalya)
3. Imaging Sciences Int. Is-ICAT (ABD)
4. Hitachi Medical Systems. CB Mercuray (ABD)
5. ILUMA (Imtec Imaging, Ardmere, ABD)

Konik ışınli tomografinin seçilmiş hasta vakalarında, kök kırığı<sup>45</sup> ve kök rezorbsiyonunun<sup>46</sup> üç boyutlu değerlendirilmesi ile birlikte tedavi planlamasındaki klinik uygulaması gösterilmiştir. Fakat, şu anda kliniklerde kullanılmakta olan geniş görüntü alanlı konik ışınli dental bilgisayarlı tomografi cihazlarının efektif ışınlama dozları geleneksel panoramik radyograflara oranla hala çok daha fazladır.<sup>47</sup>

## SONUÇ

Önümüzdeki yıllarda dijital görüntüler, elektronik hasta veri tabanları, uzaktan konsültasyon ve uzaktan eğitim gibi gelişmiş teknolojik araçların kullanılması sayesinde diş hekimliği sanatından diş hekimliği bilimine doğru hızlı bir geçiş yaşanacaktır. Ayrıca, biyomühendislikteki hızlı gelişmeler sayesinde genetik kodlar tamamen çözümlerse çoğu dental hastalık için gen terapileri gerekecektir. Buna rağmen radyoloji gereksinimi her zaman olacaktır.<sup>22</sup>

Her ne kadar bütünüyle filmsiz radyolojiye geçiş yıllar alacaksa da hiç şüphesiz ki dijital radyoloji geleceğin umut vaat eden görüntüleme modelidir. Önümüzdeki dönemdeki gelişmeler defektlerin bilgisayar desteğiyle incelenmesine ve dental yapıların tek diş seviyesinde üç boyutlu olarak görüntülenmesine yönelik olacaktır. Bir diğer araştırma alanı ise dijital görüntüleme için kullanılan yazılımların diagnostik yeterliliğinin artırılması ve enformasyon iletiminin geliştirilmesi olacaktır.



## KAYNAKLAR

1. van der Stelt PF. Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *J Am Dent Assoc* 2005;136(10):1379-87.
2. Farman AG. Fundamentals of image acquisition and processing in the digital era. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:17-22.
3. Farman AG. Image-guidance ... the revolution in dental treatment facilitated by digital radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101(3):273-5.
4. Levin MD. Digital technology in endodontic practice. In: Cohen S, Hargreaves KM eds. *Pathways of the Pulp*. 9<sup>th</sup> ed. St Louis: Mosby; 2005. p. 1011-48.
5. Langlais RP. Exercises in Oral Radiology and Interpretation. 4<sup>th</sup> ed. St Louis: Saunders; 2004. p. 67-71.
6. Whaites E. Alternative and specialized imaging modalities. *Essentials of Dental Radiography and Radiology*. 3<sup>rd</sup> ed. Edinburgh: Churchill; 2002. p.191-208.
7. Sanderink GC, Miles DA. Intraoral detectors. CCD, CMOS, TFT, and other devices. *Dent Clin North Am* 2000;44(2):249-55.
8. Farman TT, Vandre RH, Pajak JC, Miller SR, Lempicki A, Farman AG. Effects of scintillator on the modulation transfer function (MTF) of a digital imaging system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(5):608-13.
9. Farman TT, Vandre RH, Pajak JC, Miller SR, Lempicki A, Farman AG. Effects of scintillator on the detective quantum efficiency (DQE) of a digital imaging system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101(2):219-23.
10. Mupparapu M. New nanophosphor scintillators for solid-state digital dental imagers. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(6):475-6.
11. Akdeniz G. [Modern Imaging Modalities (II)]. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg* 2000; 27(2):271-6.
12. Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR. Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am* 2000;44(2):273-97.
13. Akdeniz BG, Gröndahl HG, Kose T. Effect of delayed scanning of storage phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(5):603-7.
14. van der Stelt PF. Principles of digital imaging. *Dent Clin North Am* 2000;44(2):237-48.
15. Ludlow JB, Mol A. Digital imaging. In: White SC, Pharoah MJ, eds. *Oral Radiology Principles and Interpretation*. 5<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby; 2004. p. 225-44.
16. Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(4):485-9.
17. Li G, van der Stelt PF, Verheij JG, Speller R, Galbiati A, Psomadellis F, et al. End-user survey for digital sensor characteristics: a pilot questionnaire study. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(3):147-51.
18. Brian JN, Williamson GF. Digital radiography in dentistry: a survey of Indiana dentists. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36(1):18-23.
19. Versteeg CH, Sanderink GC, Van Der Stelt PF. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent* 1997;25(3-4):215-24.
20. Specter L. Computer-aided dental implant planning. *Dent Clin North Am* 2008;52(4):761-75.
21. Analoui M, Buckwalter K. Digital radiographic image archival, retrieval, and management. *Dent Clin North Am* 2000;44(2):339-58.
22. Benson BW. Teleradiology. *Dent Clin North Am* 2000;44(2):359-70.
23. Nair MK, Nair UP. Digital and Advanced Imaging in Endodontics: A Review. *J Endod* 2007;33(1):1-6.
24. Farman AG, Lapp RP. Image file interoperability for data protection, communication and trans-system connectivity. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:151-5.
25. Mol A. Image processing tools for dental applications. *Dent Clin North Am* 2000;44(2):299-318.
26. Analoui M. Radiographic image enhancement. Part I: spatial domain techniques. *Dentomaxillofac Radiol* 2001;30(1):1-9.
27. Wenzel A, Fejerskov O. Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars. *Caries Res* 1992;26(3):188-94.
28. Svanaes DB, Møystad A, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl HG. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification: comparison with conventional radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996;82(1):94-100.
29. Versteeg CH, Sanderink GCH, Lobach SR, Van der Stelt PF. Reduction in size of digital images: does it lead to less detectability or loss of diagnostic information? *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27(2):93-6.
30. Kositbowornchai S, Sikram S, Nuansakul R, Thinkhamrop B. Root fracture detection on digital images: effect of the zoom function. *Dent Traumatol* 2003;19(3):154-9.
31. Kositbowornchai S, Basiw M, Promwang Y, Moragorn H, Sooksuntisakoonchai N. Accuracy of diagnosing occlusal caries using enhanced digital images. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(4):236-40.
32. White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am* 2008; 52(4):689-705.
33. Berkhout WE, Sanderink GC, Van der Stelt PF. A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practices assessed by questionnaire. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31(2):93-9.
34. Wenzel A, Møystad A. Decision criteria and characteristics of Norwegian general dental practitioners selecting digital radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2001;30(4):197-202.
35. Jerrold L. Litigation, legislation, and ethics. The admissibility of digital images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(3):417-9.
36. Attaelmanan AG, Borg E, Gröndahl HG. Assessments of the physical performance of 2 generations of 2 direct digital intraoral sensors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88(4):517-23.
37. Hintze H, Wenzel A, Frydenberg M. Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E speed radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31(3):170-5.
38. Woolhiser GA, Brand JW, Hoehn MM, Geist JR, Pikula AA, Pink, FE. Accuracy of film based, digital, and enhanced digital images for endodontic length determination. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(4):499-504.
39. Penarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, Guarinos J, Balaguer J. Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(6):861-7.
40. Wallace JA, Nair MK, Abomr D, Colaco MF, Kapa SF. A comparative evaluation of the diagnostic efficacy of film and digital sensors for detection of simulated periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;92(1):93-7.
41. Kositbowornchai S, Nuansakul R, Sikram S, Sinhawattana S, Saengmontri S. Root fracture detection: a comparison of direct digital radiography with conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2001;30(2):106-9.

42. Bahrami G, Hagström C, Wenzel A. Bitewing examination with four digital receptors. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32(5):317-21.
43. Ramamurthy R, Canning CF, Scheetz JP, Farman AG. Time and motion study: a comparison of two photostimulable phosphor imaging systems used in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(5):315-8.
44. Frederiksen NL. Specialized radiographic techniques. In: White SC, Pharoah MJ eds. *Oral Radiology. Principles and Interpretation*. 5<sup>th</sup> ed. St Louis: Mosby; 2004. p. 245-64.
45. Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: Traumatic injuries. *Dental Traumatol* 2007; 23(2):95-104.
46. Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. *Dental Traumatol* 2007;23(2):105-13.
47. Ludlow JB, Ludlow LED, Brooks SL, Howerston WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):219-26.