



DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ

DIGITAL IMAGING SYSTEMS IN DENTISTRY

Prof. Dr. Fatma ÇAĞLAYAN*

Prof. Dr. Abubekir HARORLI*

Makale Kodu/Article code: 3566
Makale Gönderilme tarihi: 12.02.2018
Kabul Tarihi: 29.05.2018
DOI : 10.17567/ataunidfd.428209

Fatma Çağlayan: ORCID ID: 0000-0002-0666-8824
Abubekir Harorli: ORCID ID: 0000-0002-0229-3068

ÖZ

Radyoloji alanında ortaya çıkmış en önemli gelişmelerden birisi, radyografi işleminin dijital ortamda gerçekleşmeye başlamasıdır. Dijital radyografinin sağladığı avantajlar diş hekimlerinin dijital radyografiye olan ilgisini artırmakta ve günümüzde dijital sistemler konvansiyonel sistemlerin yerini almaktadır. Dijital sistemlerin hızla yaygınlaşmasının en önemli nedenleri, görüntüye hızlı ulaşılması, görüntünün kalitesi ve görüntünün saklanması ve iletilmesinin kolay olmasıdır. Dijital radyolojide konvansiyonel yöntemlerde kullanılan filmlerin yerini görüntü alıcılar yani sensörler alır. Dijital görüntüleme kullanılan sensör sistemleri, x-ışınına geleneksel filmlerden daha hassastır ve dinamik aralıkları daha geniştir. Bu nedenlerle dijital görüntü elde etmek için daha az radyasyon dozuna ihtiyaç duyulur. Bu makalenin amacı, diş hekimliğinde kullanılan indirekt, yarı direkt ve direkt dijital görüntüleme sistemleri ve bu sistemlerde kullanılan fosfor plaklar, CCD (Charged-Coupled-Device), CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) ve Flat Panel Dedektörler hakkında bilgi vermektir. Ayrıca dijital imajların kalitesini etkileyen faktörleri irdelemektir.

Anahtar kelimeler: Dijital görüntüleme; CCD; CMOS; Fosfor plak.

ABSTRACT

Implementation of radiographic imaging in digital media is one of the most important developments in the field of radiology. Advantages of digital radiography, increase the interest of dentists to digital radiography and digital systems take the place of conventional systems today. The most important reasons for the rapid expansion of digital systems are, quick access to the image, quality of the image and the possibility of easy transmission and saving of the image. The films used in conventional methods are replaced by image sensors in digital radiology. Sensor systems used in digital imaging are more sensitive to x-rays than conventional films and also their dynamic range is wider. In this way, much less radiation dose is required to obtain a digital image. The objective of this article is, to inform about the indirect, semi-direct and direct digital imaging systems and the Phosphor plates, CCD(Charged-Coupled-Device), CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor) and Flat Panel Detectors used in these systems. And also, to analyze the factors that affect the quality of digital images.

Key words: Digital imaging; CCD; CMOS; Phosphor plate.

* Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD

Kaynakça Bilgisi: Çağlayan F, Harorli A. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2020; 30: 138-147.

Citation Information: Çağlayan F, Harorli A. Digital Imaging Systems in Dentistry. J Dent Fac Atatürk Uni 2020; 30: 138-147.

DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME

Radyoloji alanında ortaya çıkmış en önemli gelişmelerden birisi, radyografi işleminin dijital ortamda gerçekleşmeye başlamasıdır. Dijital radyografi sistemlerinin yaygınlaşmasının en önemli nedenleri; görüntüye hızlı ulaşma, daha iyi görüntü kalitesi elde etme, çekim tekrarında azalma, daha iyi kontrast çözünürlük,

daha gelişmiş latitude, görüntünün saklanması ve iletilmesinin kolay olması ve bu konuda gerçekleşen teknolojik gelişmelerdir.^{1,2}

Konvansiyonel sistemlerde görüntü doğrudan film üzerinde oluşurken, dijital sistemlerde sensörlerle algılanan sinyal dijitalize edilir ve görüntü bu değerlerden oluşur. Dijital görüntüleme tekniği ile elde edilen görüntülere 'imaj' denir.³

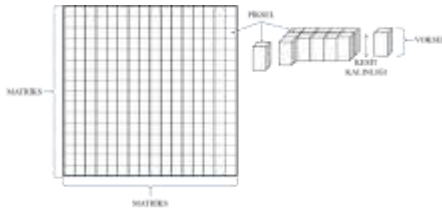
Dijital görüntüde her bir görüntü elemanına piksel (Pixel = Picture x element-resim hücresi) adı



verilir. Pksel, sensörün bağımsız olarak kontrol edilebilen en küçük parçasıdır. Her piksel ayrı bir fotodiyot olup, fotodiyot, üzerine düşen ışık miktarıyla orantılı olarak bir elektriksel gerilim oluşturan bir devre elemanıdır.^{3,4} Pksellerin her birinin kendine ait renk ve yoğunluk bilgileri vardır ve dolayısıyla her biri farklı renk ve parlaklığa sahiptir. Pksellerin bir araya gelmesiyle ekrandaki görüntü oluşur.

Üç boyutlu görüntüleme, pkseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak "voksel" (voxel=volume x element) adı verilen dikdörtgenler prizması şeklinde bir yapıya sahiptir. Voksel, görüntüyü oluşturan her pikselin organizmadaki hacimsel karşılığıdır.^{3,5}

Dijital görüntüler pksellerin oluşturduğu bir sayısal haritadan oluşur (Şekil 1). Buna "matriks" denilir. Matriks, yatay ve düşey sırada bulunan piksel sayılarının çarpımı sonucu hesaplanan toplam piksel sayısıdır. Dijital görüntüleme sistemlerinde, genellikle 256x256, 520x520, 1024x1024 matriksli görüntüler kullanılır.³ Bilgisayarda elde edilen sayısal harita, görüntüleme biriminde değerlendirilir ve pkseller tek tek gri tonlarda renklendirilerek siyah-beyaz arasında değişen resme dönüştürülür.



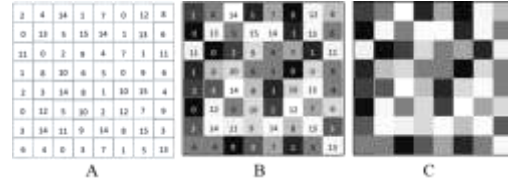
Şekil 1. İmaj matriksi, piksel, kesit kalınlığı ve voksel.

Pkseller, organizmadaki karşılığı olan bölgenin x-ışını absorbe edebilme değerini gösterir. Her bir piksel bir renk tonuna sahiptir. Dijital radyolojide kullanılan renk tonları siyahtan beyaza uzanan gri bir skala oluşturur. Bu skalada her renk tonu bir sayıya karşılık gelir. Her sayı, görüntü üzerinde o pikselin açıklık ve koyuluk derecesini gösterir (Şekil 2).^{3,6}

Bir görüntüde bulunan piksel sayısı ne kadar fazla olursa, elde edilen görüntü o kadar gerçeğe yakın olur. Ayrıca her bir pikselin ifade edeceği renk gerçeğe ne kadar yakın olursa görüntü o kadar ideal olur. Görüntüyü oluşturan her bir pikselin alabileceği renk tonu aralığı ne kadar fazla ise o alan renk havuzunda gerçeğe daha yakın bir renk alacaktır. Buna renk derinliği denir. Renk derinliği dijital görüntüleme " bit " olarak ifade edilir.⁷

Bit derinliği, pksellerin renk bilgisinin oranını belirtir. Örneğin, 1 bit derinliği olan görüntünün

pksellerinin siyah ve beyaz olmak üzere ($2^1=2$) iki olası renk değeri vardır. 2 bit renk derinliği olan bir görüntünün $2^2=4$ adet olası gri değeri vardır. 3 bit renk derinliğinin $2^3=8$ adet olası gri değeri, 4 bit renk derinliğinin $2^4=16$ adet olası gri değeri, 8 bit renk derinliği $2^8=256$ adet olası gri değeri, 9 bit renk derinliği $2^9=512$ adet olası gri değeri vardır.^{4,7-9}



Şekil 2. 4-bit derinliğinde ($2^4=16$ gri tonlu) ve 8x8 matrikste dijital görüntü oluşumu. Bu örnekte en siyah sıfıra, beyaz 15'e denk gelmektedir. A. Bilgisayardaki matriksi oluşturan sayısal piksel değerleri. B. Her piksel değerine karşılık gelen gri ton. C. Oluşan görüntü. Diş hekimliğinde kullanılan birçok dijital sistem 256 gri tonu kullanır. Bunlarda sayı aralığı 0-255 arasındadır. En koyu siyah sıfıra, beyaz 255'e denk gelmektedir.

Organizmayı geçen x-ışınlarının atenuasyon değerleri sayısal olarak saptanır. Atenuasyonun her pikselde sayısal bir değeri vardır. Bu değerler suyun atenuasyon değerinin 0 kabul edildiği bir skalaya göre düzenlenir. +1000' den -1000'e uzanan bu skalaya "Hounsfield Skalası" adı verilir. Bu skaladaki sayılara da "Hounsfield Ünitesi-HU" adı verilir. Bu skalada, hava (-1000), su (0) ve yoğun kemik (+1000) değerlerine denk gelir. Yağ dokusu ve hava skalanın negatif; yumuşak dokular, kan ve kemik ise skalanın pozitif tarafında yer alır.^{3,5,10}

Dijital radyolojide görüntüleme alanının genişliği, FOV (Field of View, görüntüleme alanı) ile gösterilir. FOV, incelenecek olan objenin boyutuna göre seçilmelidir. FOV büyüdükçe, sabit olan matriks içindeki pksellerin boyutları genişler ve görüntünün geometrik çözünürlüğü azalır.^{5,11} Matriks sayısını değiştirmeden geometrik çözünürlüğün azalması önlenmek istenildiğinde, odaklama (zooming) adı verilen ve incelenecek objenin bir bölümüne yönelik netleştirme (fokuslama) uygulaması yapılabilir.¹²

DIŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ

Diş hekimliğinde geleneksel radyografi uygulamaları önemini korumakla birlikte, dijital radyografinin sağladığı avantajlar diş hekimlerinin dijital radyografiye olan ilgisini artırmakta ve günümüzde dijital sistemler konvansiyonel sistemlerin yerini almaktadır.¹³ Dijital

sistemlerin hızla yaygınlaşmasının en önemli nedenleri, görüntünün hızlı oluşması ve kaliteli olması, elde edilen görüntünün kolaylıkla saklanabilmesi ve iletilebilmesidir.^{2,3,14}

Dijital radyolojide konvansiyonel yöntemlerde kullanılan filmlerin yerini görüntü alıcılar yani sensörler alır. Konvansiyonel sistemlerde objeyi geçen x-ışınları röntgen filmi üzerinde gözle görülmeyen bir görüntü oluşturur (Latent İmaj). Röntgen filmi üzerinde gözle görülmeyen bu görüntü, banyo işlemleri ile çeşitli kimyasal işlemlerden geçirilerek gözle görülebilen görüntü haline gelir. Bu görüntüye "radyogram" denir. Dijital sistemlerde ise objeyi geçen x-ışınları sensörler tarafından algılanarak elektrik sinyalleri şeklinde bilgisayara iletilir. Bu sinyaller bilgisayarda sayısal verilere dönüştürülür (Latent İmaj). Daha sonra bu latent görüntü dijitalize edilip, bilgisayar monitöründe görüntü haline gelir. Ekrandaki bu görüntülere 'imaj' denir. Dijital sistemlerde görüntü kimyasal bir ortama değil, sayısal bir ortama kaydedilir.^{3,14}

Dijital görüntüleme sistemleri, film banyosundan kaynaklanan sorunları gidererek film tekrarını azaltır. Banyo solüsyonlarından kaynaklanan kimyasal atık oluşumunun önüne geçer.¹³ Elde edilen görüntülerin elektronik ortamlarda taşınabilmelerine imkân vererek arşivlemeye olanak sağlar. Ayrıca dijital görüntüleme kullanılan sensör sistemleri, x-ışınına geleneksel filmlerden daha hassastır. Bu nedenle dijital görüntü elde etmek için çok daha az radyasyon dozuna ihtiyaç duyulur.^{1,8,13-16}

Charged-Coupled-Device (CCD) sensörler ilk olarak George Smith ve Willard Boyle tarafından 1969 yılında üretilip kullanılmıştır. George Smith ve Willard Boyle bu çalışmaları nedeniyle Fizik Nobel ödülü almışlardır.¹⁷ Diş hekimliğinde ilk intraoral sensörler, Francis Mouyen tarafından icat edilmiş ve Radiovisiography (RVG) olarak tanıtılmıştır.¹⁸ Bu çalışma 1987 yılında Geneva'da 1.Dental ve Maksillofasiyal Radyoloji Avrupa Kongresinde sunulmuştur.¹⁹ 1994 yılında ise ilk fosfor plak tabanlı intraoral görüntüleme sistemi Digora (Orion Co./Soredex, Helsinki, Finland) satışa sunulmuştur.¹⁴

1963 yılında Frank Wanlass tarafından Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS) sistemleri üretilmiştir.²⁰ İlk başlarda CMOS sensörlerin üretim maliyeti CCD sensöre göre daha yüksek olmasına rağmen 1990'lı yıllarda üreticiler tekrar CMOS sensörlere yönelmiştir. CMOS sensörlere karşı tekrar canlanan bu ilginin temelinde CMOS sensörlerin maliyetinin azalması yatar.¹⁴

Günümüzde birçok üretici firma farklı dijital görüntüleme sistemleri geliştirmiştir. Ayrıca bluetooth gibi kablosuz teknolojiler sayesinde, karmaşık kablo sistemlerinden kurtularak görüntü elde edildiği ve elektronik verilerin kolaylıkla paylaşılabilirdiği dijital görüntüleme yöntemleri de uygulanmaktadır.

Diş Hekimliğinde Dijital Sistemler üç farklı yapı gösterirler.^{4,14} Bunlar:

1. İndirekt dijital görüntüleme sistemleri
 2. Yarı direkt dijital görüntüleme sistemleri (Fosfor plaklar - kablosuz sistemler)
 3. Direkt dijital görüntüleme sistemleri (Kablolu sistemler)
- CCD (Charged-Coupled-Device)
CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor)
Flat Panel Dedektörler (Yassı Panel Dedektörler).

1. İndirekt Dijital Görüntüleme Sistemleri

Konvansiyonel yolla elde edilen radyogramların özel kameralar veya tarayıcılarla dijitalize edilerek çeşitli bilgisayar yazılımları yardımıyla bilgisayar ekranında kopyaları oluşturulur. Radyogramın dijitalize edilmesi esnasında, konvansiyonel radyogram üzerindeki mevcut bilgiler değişmeden, dezavantajlarıyla birlikte dijitalize edildiği için, konvansiyonel radyogramın mevcut olumsuzlukları da dijital görüntüye aktarılmış olur. İndirekt dijital görüntüleme yöntemiyle görüntü üzerinde değişiklik yapma ya da görüntüye kolay erişim sağlama ve dijital görüntüyü bilgisayar ortamında depolama gibi avantajlar elde edilebilir.

İndirekt dijital görüntüleme orijinal görüntünün kopyası dijital ortama aktarıldığı için, indirekt dijital görüntülerin rezolüsyonu direkt dijital görüntülemeye göre daha düşüktür.¹⁴

2. Yarı Direkt Dijital Görüntüleme Sistemleri (Kablosuz Sistemler - Fosfor Plaklar)

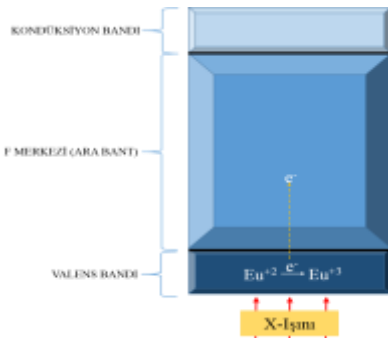
FUJI firması 1981 yılında ilk fosfor plak görüntüleme sistemini geliştirdi. 1994 yılında intraoral görüntüleme yapabilmek amacıyla Soredex firması Digora fosfor plak sistemini piyasaya sürdü.¹⁴ Bir kablo ile bilgisayara bağlı olmayan bu sistemde konvansiyonel yöntemlerde kullanılan kasetlere benzer kasetler kullanılır.

Radyografi işleminde ışınlamadan sonra fosfor plaklar üzerinde latent bir görüntü oluşur. Daha sonra bu latent görüntüye sahip fosfor plaklar özel bir cihaz içerisinde lazer ışığı ile okunur ve bilgisayar ekranında objenin dijital görüntüsü elde edilir. Bu nedenle bu yöntemde yarı-direkt dijital görüntüleme yöntemi de denir. Görüntü elde edildikten sonra fosfor plaklar bir

sonraki kullanım için elektronlardan temizlenir. Bu sistemlerin akışı kısaca "Kaset - Çekim - Okuma - Silme" şeklinde özetlenebilir.^{14,21}

Fosfor plaklarda kasetler içerisine film yerine ışıkla uyarılabilen, baryum florobromid (BaFBr) kristalleri (Baryumun halid grubu elementlerinden iyot ve klorla yapılan bileşikler de kullanılabilir "BaFI, BaFCl") ve aktivatör (elektron sağlayıcı) madde olarak Europium (Eu) kullanılır.²² Işınlama sonrası fosfor plak, x-ışınının enerjisini absorbe eder ve saklar. Uyarılmış florohalid kompleksi kırmızı ve yeşil lazer ışıklarıyla tarandığında, absorbe edilen x-ışını dozuyla orantılı şekilde floresan ışık oluşur ve bu ışık yükseltilmiş elektrik sinyaline çevrilir. Bu analog sinyal dijitalle çevrilir ve bilgisayara aktarılıp monitörde incelenir.^{3,14}

Europium, fosfor kristalinde elektron alışverişini sağlayarak görüntü oluşumunda önemli rol oynar. Fosfor plağın yapısında bulunan bu bileşikler yarı iletken özelliğe sahip bir kristal ortam içerisindedir.³ Yarı iletken ortamda valens bandında elektronlar yoğun olarak bulunurken, kondüksiyon bandında elektronlar çok az bulunur. Her iki bant arasında ise elektronların yakalanarak tutulduğu F-merkezi bulunur. (Şekil 3).^{3,20}



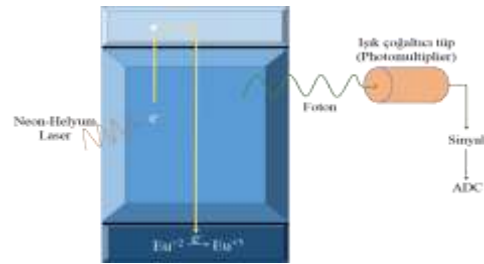
Şekil 3. X-ışını enerjisiyle valens bantında Europium'un bir elektronu serbest hale geçerek kondüksiyon bandına gelmesi ve F-merkezinde yüksek enerjili bir konumda yakalanması.

Fosfor plak x-ışını ile uyarıldığında, absorbe edilen enerjiyle Europium'dan valens elektronları salınır ve Eu^{2+} atomu, Eu^{3+} atomuna dönüşür. Salınan bu elektronlar yüksek enerjili duruma geçip kondüksiyon bandına yönelirler. Bazı elektronlar da F merkezinde tutulur. F merkezinde tutulan elektron miktarı o bölgede absorbe edilen x-ışını miktarı ile doğru orantılıdır. Tutulan bu elektronlar *latent görüntü*'yü oluşturur.^{3,20}

Işınlama sonrasında tutulan elektronlar zamanla kendiliğinden salındığı için fosfor plakların en kısa sürede görüntü okuyucuda taranması gerekir. İyi kalitede görüntüler elde etmek için, fosfor plakların ışınlama işlemi ile tarama süresi arasında geçen zamanın

on dakikadan fazla olmaması gerekir. İlk on dakika içerisinde tarama olanağı yoksa ve daha uzun süre beklemek gerekiyorsa, plakların ışık sızdırmayan bir ortamda saklanması önerilir.^{3,14}

Latent görüntünün görünür hale getirilmesi için ışınlama sonrası ağızdan çıkarılan fosfor plak, görüntü okuyucu cihaz içerisine yerleştirilerek helyum-neon lazer ışığı ile taranır. Lazer, F-merkezinde tutulmuş elektronlara enerji aktarır, enerji alan elektronlar kondüksiyon bandına çıkarak yeniden serbestçe dolaşabilir hale gelir ve tekrar valens bandına dönme eğilimi gösterirler. Elektronların valens bandına dönmesi sonucu Eu^{+3} atomu tekrar Eu^{+2} formuna geri çevrilir. Aradaki enerji farkı mavi-yeşil dalga boyunda görünür ışık fotonuna dönüşür. Bu görünür ışık fotonları, mavi-yeşil dalga boyunu algılayan filtrelerden geçerek, ışık çoğaltıcı tüp (photomultiplier tube / PMT) aracılığıyla elektriksel sinyale dönüştürülür ve ardından analog-dijital dönüştürme (analog-digital conversion / ADC) işlemi ile dijital görüntüye dönüştürülür (Şekil 4).³



Şekil 4. Latent görüntünün görünür hale getirilmesi. Okuma sırasında, dışarıdan verilen He-Ne lazer ışınının enerjisi ile yeniden serbest hale geçen elektronlar kondüksiyon bandı ile valens bantı arasında yer değiştirme özelliği kazanır. Elektron valens bandına döndüğünde Europium eski haline dönüşür, işlemde artan enerji görünür ışık fotonu olarak salınır. Görünür ışık fotonu, çoğaltıcı tüpe yükseltilir, sinyal okunur ve dijitalize edilir.

Fosfor plakların bir sonraki kullanım için, içerisinde önceki ışınlamadan kalan elektronlarından temizlenmesi gerekir. Silinme-temizleme işlemi plak parlak ışığa tutularak yapılır. Birçok sistemlerde silme işlemi cihaz tarafından otomatik olarak yapılır. Silinen plaklar daha sonra ışık geçirmez taşıyıcılara yerleştirilir. İntraoral plaklar için tükürük ve ışığı geçirmeyen plastik kılıflar kullanılır.³

Fosfor plakların ağız içerisine yerleştirilmeleri diğer dijital sensör sistemlerinden daha kolaydır. Çünkü sensör ile bilgisayar arasında bir kablo yoktur ve fosfor plaklar konvansiyonel filmlere benzer şekilde ince ve esnektir. Boyut olarak periapikal filmlere çok yakın olmaları nedeniyle görüntü alanı da yeterlidir. Fosfor plaklarla, konvansiyonel yöntemlere göre daha

az radyasyon ile görüntü elde edilir. Ayrıca daha geniş dinamik aralığa sahiptirler ve plakların rezolüsyonu yüksektir. Bunlar fosfor plakların avantajı olarak kabul edilir.^{3,5,14,23}

Fosfor plakların ışınlanması, tarayıcıya yerleştirilmesi ve görüntünün monitörde oluşması için gerekli süre solid state sensörlerle kıyaslandığında daha uzundur. Ayrıca reseptörlerin hasar görme ihtimallerinin yüksek olması da dezavantaj olarak karşımıza çıkar.^{3,14} Plakların hasar görmesi sonucunda oluşan çizgiler görüntü artefaktlarına neden olur. Çizik oluşumu her kullanımda artar, fosfor plakların dayanıklılığı azalır ve görüntü kalitesi olumsuz etkilenir.²⁴⁻²⁶ Bu nedenle fosfor plağın belli sayıda kullanımdan sonra değiştirilmesi gerekir.¹⁴

3. Direkt Dijital Görüntüleme Sistemleri (Kablolu Sistemler)

Bu sistemlerde okuma ve dijitalizasyon bir aradadır. Objeyi geçen x-ışınları sensör üzerine düşer. Sensörde oluşturulan sinyal fiber optik bir kablo ile bilgisayara iletilir. Işınlamadan saniyeler sonra görüntü ekranda belirir. CCD sensörlerin klinikte kullanılan dental filmler gibi farklı boyutları vardır.³

Direkt dijital görüntülemelerde 3 tip sensör kullanılır. Bunlar; CCD, CMOS ve düz panel detektörlerdir.¹²

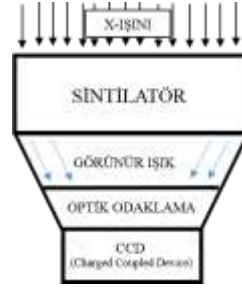
3.1 CCD (Charged Coupled Device):

CCD sensör kullanan sistemlerde ışınlamadan hemen sonra görüntünün monitörde oluşması önemli bir avantajdır. Bu sistemlerin en önemli dezavantajı ise periapikal filmlerle kıyaslandığında sensörlerin daha kalın (son yıllarda ince sensörler üretilmiştir) ve sert olmasıdır. Ayrıca sensör ve bilgisayar arasında kablo olması da hasta ağzında manipülasyonu zorlaştırmakta ve hastanın toleransını olumsuz yönde etkilemektedir.^{14,27} Sensörlere otoklav sterilizasyonu yapılamaz ve bunlar dezenfekte edilemez. Enfeksiyon kontrolü yapabilmek için sensörler hasta ağzına tek kullanımlık poşetler kullanılarak yerleştirilir.^{3,13,14,20,27}

CCD sensörlerinin; silikon çipinin ekspoz edilebilmesi için sintilatör içeren ve x-ışınıyla direkt ekspoz edilebilen iki ana tipi vardır.

3.1.1 Dolaylı Dönüştürmeli Sistemler (Sintilasyon-CCD Sistemi): Bu sistemlerde objeden geçen x-ışınları önce sintilatörlerle (sintilatör: yüklü bir parçacığın uyarılması sonucu göze görünür ışık yayan kristal veya maddeler) görünür ışığa çevrilir.²⁸ Daha sonra görünür ışık CCD üzerine gönderilir ve görüntü elde edilir (Şekil 5).

Bu sistemlerde CCD çiplerin boyutu sintilasyon alanına göre daha küçüktür. CCD'ye gelen ışık elekt-



Şekil 5. Dolaylı dönüştürme sistemi.

rona çevrilir ve bir elektronik şarj oluşur. Pikselerde toplanan elektronlar okunup dijitalize edilir. Bu sistemlerde odaklanmaya bağlı olarak, oluşacak görüntüde distorsiyon oluşabilir.^{3,14,20} Diş hekimliği radyolojisinde kullanılan CCD çiplerinin bir kısmında CCD çip boyutu, yükseltici ile ekran boyutuna yakın olduğu için CCD çipinin tam teması sağlanabilir. Bu cihazlarda odaklanmaya bağlı distorsiyon oluşmaz.³

3.1.2 Doğrudan Dönüştürmeli Sistemler (X-İşınıyla Direkt Ekspoz Edilebilen Sistemler): Bu tip CCD sistemleri silikon kristallerinden yapılmış entegre devreler olup, x-ışınına ve görünür ışığa hassas olan silikon bazlı bir çip içerirler. Bu sistemde objeyi geçen x-ışınları doğrudan elektronlara çevrilir. Sensörün her bir pikseli, kendisiyle reaksiyona giren elektron sayısı ile orantılı olarak bir elektronik şarj içerir. Bu sistemler "pikselleşmiş dedektör sistemi" olarak da tanımlanır.^{3,14}

Bu sistemdeki çipler dikdörtgen şeklinde sıralanmış piksel dizilerinden oluşur. Silikon içindeki atomlar birbiriyle kovalent bağlar oluşturmuştur. Silikona çarpan x-ışını fotonları bu kovalent bağları koparır. Reaksiyona katılan elektron sayısı ile orantılı olarak kopan bağlar birbirinden ayrılır ve elektriksel şarj oluşur. Matriksteki her pikselde oluşan şarj düzeni *latent imajı* oluşturur. Böylece analog sinyaller oluşur. Daha sonra bu sinyaller şarj veri yükselticiye nakledilerek, analog-dijital dönüştürücüye voltaj olarak iletilir. Her bir pikselden voltajlar örneklenerek, gri seviyeyi temsil eden sayısal bir değer oluşur ve veriler analog-dijital dönüştürücü (Analog Digital Converter, ADC) aracılığı ile dijitalize edilir ve bilgisayar monitöründe görüntü olarak karşımıza çıkar.^{3,14,20}

Direkt sistemler x-ışınına karşı daha hassas olup, optik distorsiyon yok denecek kadar azdır. Fakat bu sistemlerde de gürültü ve görüntünün puslu oluşması söz konusudur.¹⁴

3.2 CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductors): Bu sistemler Complementary Metal Oxide Semiconductor Active Pixel Sensor (CMOS-APS) olarak da bilinir. Önceki yıllarda bu sensö-

rün üretim maaliyeti CCD sensöre göre daha fazlaydı. Ancak günümüzde CMOS bazlı sensörlerin maaliyeti düşmüştür. Bu sistemlerin daha dayanıklı ve daha ucuz olmaları nedeniyle birçok firma CCD sensör yerine CMOS solid özellikli sensörü piyasaya sürmüştür.¹⁴

CMOS sensörleri prensip olarak CCD teknolojisinden farklı bir teknoloji kullanmamasına karşın, sistem mikromimari olarak ve piksel şarjlarının okunması bakımından farklılık gösterir. CCD'lerden ayırıcı özelliği piksel şarjlarının farklı okunmasıdır. CMOS sensörlerinde her piksel yanındaki piksellerden izole olup direkt transistöre bağlıdır.²⁸ Bilgilerin iletilmesi ışığa duyarlı diyotların yanında bulunan transistörlerle gerçekleştirilir. CMOS sensörlerde sayısallaştırma devreleri, amplifikatör ve kirlilik önleme sistemleri de bulunur. Absorbe edilen x-ışınıyla doğru orantılı olarak piksel içerisinde bir elektrik şarjı meydana gelmekte ve dönüştürücüye küçük bir voltaj olarak iletilmektedir. Her bir transistörde oluşan voltaj ayrı ayrı saklanıp, okunarak dijital bir gri değeri olarak gösterilmektedir. Bu sistemde her piksel kendi dönüşüm işlemini yapar, dolayısıyla görüntünün tek tipliliği düşük olur.^{3,14}

CCD ve CMOS sensörler ile elde edilen imajların kalitesi birbirine yakındır. CMOS sensörlerin daha iyi imaj rezolüsyonu oluşturduğunu bildiren kaynaklar da vardır. CCD sensörlerde oluşan parlama problemi CMOS sensörlerde oluşmaz. CMOS sistemler daha küçük oldukları için CCD sistemlerine göre daha az enerji harcarlar, sistemde şarj kaçaklarına bağlı görüntü bozulması olmaz.^{3,20}

İntraoral dijital radyografi uygulamalarında enfeksiyon kontrol önlemleri mutlaka alınmalıdır. Radyoloji kliniklerinde birçok farklı yüzeyde kontaminasyon riski vardır. Dijital sensörlerin konvansiyonel filmler gibi tek kullanımlık olmayıp defalarca kullanılmaları enfeksiyon kontrolü uygulamalarını daha da önemli kılmaktadır.²⁷ Sensörler ağız kapalı kılıflar içerisine konularak ağız içerisine yerleştirilir. Bu işlemler zaman kaybına neden olsa da mutlaka yapılmalıdır.²⁹

Sensörü tükürük ve kan ile kontaminasyondan ve ışıktan korumak amacıyla kullanılan koruyucu kılıflar görüntü kalitesini etkileyebilir. Bu nedenle orijinal ve plak kenarlarından taşmayan kılıflar tercih edilmelidir. Piyasada mevcut kılıfların çoğu plaklardan daha geniştir. Geniş kılıf kenarları çekim sırasında plak sınırlarının tam olarak görülmesini engellediği için çekim hatalarına neden olabilir.²⁹

Radyografi işleminden sonra kullanılmış olan kılıflı plaklar, tarayıcıya yerleştirilmeden önce yüzey dezenfektanı ile dezenfekte edilir. Taramadan önce

kılıf üzerine uygulanan dezenfektan kuruduktan sonra kılıf açılmalı, plaklar her hasta arasında dezenfektan ile silinmelidir.²⁸⁻³⁰

Dijital Görüntü Sensörlerinin Avantaj ve Dezavantajları

Dijital sensörlerin dış hekimliğine getirdiği avantajların en önemlisi; sensörlerin x-ışınına yüksek duyarlılıkları olmaları ve bu sayede hastaların daha az radyasyon dozuna maruz kalmalarıdır. Üretici firmaların dijital sensörlerin konvansiyonel filmlerle karşılaştırıldığında %90 daha az radyasyon ile görüntü elde ettiğini iddia etmelerine rağmen, günümüzde radyasyona daha duyarlı yüksek hızlı filmlerin geliştirilmesi ile gerçekte bu oran %20-70 arasında değişmektedir.^{3,31}

Dijital radyolojik sistemlerin birbirlerine göre avantaj veya dezavantajları vardır.

1. CCD ve CMOS sensör sistemlerinin en önemli avantajı görüntünün hızlı oluşmasıdır. Bu sistemler bilgisayara doğrudan bağlı oldukları için hedeflenen bölgenin görüntüsü saniyeler içinde elde edilir.

CCD ve CMOS sensör sistemlerinin bir kaç dezavantajı vardır. CCD ve CMOS sensörlerin sert ve kalın olması ve sensör ile bilgisayar arasında kablo bulunması hasta ağzında manipülasyonu zorlaştırmakta ve hastanın toleransını olumsuz yönde etkilemektedir. CCD ve CMOS sensör sistemleri fosfor plaklardan daha küçük aktif görüntüleme yüzeyine sahiptir.^{3,32}

CCD ve CMOS sensörlerin üretim maliyeti yüksektir. CMOS sensörlerin maliyeti CCD sensörlerin maliyetinden nispeten daha düşüktür. Ayrıca CMOS sensörler aktif piksel teknolojisi kullandığı için CCD sensörlerde ihtiyaç olan eksternal sinyal güçlendiricinin yerine, CMOS sensörler USB (Universal Serial Bus) kablosu ile bilgisayara direkt bağlantı kurabilir. Bu sayede sistemin görüntü oluşturmak için ihtiyacı olan elektriksel güç azalır.³¹

Günümüzde CMOS sensörlerin kablosuz olduğu dijital sistemler de geliştirilmiştir. Ancak kablosuz sistemlerde kullanılan sensörlerin kablolulara kıyasla daha da kalın olması hastanın uyumunu ve çekimi yine olumsuz yönde etkilemektedir.^{3,31}

2. Fosfor plakların CCD sensörler ile karşılaştırıldığında en önemli avantajları; sensör ile bilgisayar arasında bir kablonun olmaması ve fosfor plakların daha fleksibil olmalarıdır.^{32,33} Bu özellikler fosfor plakların ağız içindeki manipülasyonunu kolaylaştırır. Ayrıca fosfor plakların periapikal filmlere eşdeğer boyutta olması ve ağız içinde görüntüleyebildiği aktif alanın CCD sensörlerden daha geniş olması da önemli bir avantajdır.^{3,29,31}

Fosfor plak sistemlerinde plaklar tarandıktan sonra görüntü elde edilir. Görüntü oluşum süresinin direkt görüntüleme sistemleriyle kıyaslandığında daha uzun olması bu sistemlerin *en önemli dezavantajı* olarak kabul edilir. Ayrıca fosfor plakların kullanım öncesi hazırlık gerektirmesi ve tekrarlayan kullanımlar sonucunda plakların bozulmasına bağlı görüntü kalitesindeki azalma da önemli bir dezavantajdır.^{3,29,31,33}

3.3 Flat (Yassı) Panel Dedektörler: Flat panel dedektörler çoğunlukla medikal sistemler için kullanılır. Diş hekimliğinde farklı ekstraoral görüntüleme yöntemlerinde de bu dedektörler kullanılır. Flat panel dedektörler göreceli olarak daha geniş matris alanlarına ve daha küçük piksel boyutlarına sahip olmaları nedeniyle baş bölgesi de dahil olmak üzere daha geniş vücut alanlarını görüntüler.^{34,35} Flat panel dedektörlerde direkt ve indirekt sistemler kullanılır.^{3,14,20}

3.3.1 Direkt Sistemler: Bu sistemlerde x-ışını, fotoiletken (fotokondüktör) bir madde aracılığıyla doğrudan yük değişimi oluşturur. Fotoiletken olarak amorf selenyum (a-Se) kullanılır. Selenyum yerine gadolinyum ya da sezyum da kullanılabilir. Fakat Selenyum iyi bir iletken olması, x-ışınına yüksek oranda duyarlı olması ve uzaysal çözünürlüğünün yüksek olması nedeniyle sıklıkla tercih edilir.^{3,14}

Bu sistemde objeyi geçen x-ışınları fotoiletkenler üzerlerine düşer ve gelen x ışınlarını doğrudan elektronlara çevrilir. X-ışını etkileşimi sonrası oluşan elektriksel yük değişikliği TFT (Thin Film Transistor – İnce Film Transistor) dizilimi ile saptanır ve bu değişim elektronik olarak işlenir. TFT diziliminde ışına duyarlı pikseller ve her bir piksel ile birlikte elektronik okuma işlemi sağlayan transistörler vardır. Işınlama ile birlikte ışına duyarlı alanda oluşan yük değişimi, her pikselin transistörü tarafından algılanır ve analog-dijital dönüştürme (analog-digital conversion / ADC) işlemi ile dijital veriye çevrilir. Direkt sistemlerde sintilatör olmadığı için sintilatör kaynaklı saçılma olmaz. Bu nedenle görüntü keskinliği daha iyidir.^{3,14,20}

3.3.2 İndirekt sistemler: Bu sistemlerde X-ışını enerjisinin ışığa çevrilmesi için bir güçlendirici kullanılır. Bu dedektörlerin görünür ışığa hassas olmaları ve kalın olmaları önemli sınırlılıklarıdır.³⁵

DİJİTAL İMAJLARIN KALİTESİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Bir imaj üzerinde anatomik ve patolojik yapının görülebilirliği ne kadar fazla ise o imaj o kadar kalitelidir. İmaj kalitesine etki eden faktörlerden önemli olanları inceleyelim.

Çözünürlük (Rezolüsyon)

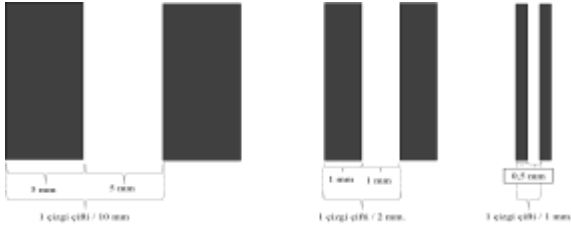
Kaliteli bir görüntü, sistemin görüntüleyebileceği en küçük yapının net olarak gösterilmesi ile sağlanır. Buna "*rezolüsyon-çözümleme gücü*" de denir. Çözünürlük birbirine yakın iki objenin birbirinden ayırt edilebilme kapasitesidir. Dijital görüntülerde "*kontrast çözünürlüğü*" ve "*uzaysal çözünürlük*" kavramlarından bahsedilir.^{3,15,32,36}

Kontrast Çözünürlüğü: Anatomik veya patolojik yapılardaki değişiklikler, x-ışınının farklı absorpsiyonu nedeniyle farklı tonlarda ve yoğunluklarda görüntü oluşturur. Görüntüde farklı dansiteleri ayırt edilebilme yeteneğine "*kontrast rezolüsyon*" veya "*kontrast çözünürlük*" denir.^{15,32} Dijital sistemlerinin kontrast çözünürlüğü konvansiyonel radyografiden yüksektir.^{3,36}

Kontrast çözünürlüğü; görüntüdeki düşük kontrastlı bir objeyi gösterebilme ve farklı dansiteleri ayırt edilebilme kapasitesi şeklinde de tanımlanabilir. Bu kapasite; dokunun kontrast özellikleri, kullanılan sensörün kontrast farklılıklarını ayırt edilebilme kapasitesi, bilgisayarın dansite farklılıklarını gösterme kabiliyeti ve gözlemcinin bu farklılıkları tanıyabilme performansı ile doğrudan ilişkilidir.³

Objeden gelen x-ışını fotonlarının sayısal farklılıkları reseptör tarafından okunur. Reseptörlerin kayıt etme dataları yani bit derinliği 2'nin katları şeklinde uzanır. Bu da teorik olarak, reseptörün 2⁸-2¹⁶ (256-65.536) farklı dansiteyi yakalayabilmesi demektir. Ancak, konvansiyonel bilgisayar monitörleri sadece 8 bitlik gri skalayı görüntüleyebilmektedir. Sınırlayıcı bir faktör de insanın görme sistemidir. İnsan gözü 60 gri seviyeyi seçebilmektedir. Dental ortamda ise gözlem şartlarına bağlı olarak ayırt edilebilen gerçek gri ton sayısı 30'un altına düşmektedir.^{3,36}

Uzaysal Çözünürlük (Boyutsal Çözünürlük): Uzaysal çözünürlük bir görüntüdeki detayların ayırt edilebilme kapasitesidir. Yan yana duran iki farklı yapının gösterilebilme yeteneği olarak da tanımlanabilir. Bir görüntüde birim alanda birbirinden ayırt edilebilir yapı sayısı ne kadar fazla ise o görüntünün boyutsal çözünürlüğü o kadar yüksektir. Çözünürlük hesaplanırken radyoopak çizgilerle aynı genişlikte boşluklardan oluşan özel test materyalleri kullanılır. Bu testte bir çizgi ve onunla bitişik bir boşluk "*çizgi çifti*" olarak adlandırılır (Şekil 6).^{3,36,37} Bir çizgi çiftini çözümlmek için bir koyu çizgi ve bir açık çizgi olmak üzere en az iki piksel gereklidir. Çözünürlük milimetre başına çizgi çifti birimleriyle ölçülür (çizgi çifti /mm "çç/mm" veya line-pair/mm "lp/mm").



Şekil 6. Uzaysal çözünürlük milimetrede çizgi çifti (çizgi çifti çç/mm veya line-pair lp/mm) olarak ifade edilir.

Bir görüntüleme sistemi ne kadar ince çizgi çiftini ayırabiliyorsa, o sistemin uzaysal çözünürlüğü o kadar yüksektir. Periapikal filmlerin (E-grubu dâhil) rezolüsyonu yaklaşık 20 lp/mm kadardır.³⁵ Sensörlerin çözünürlüğü ise 7-27 lp/mm arasında değişir.^{3,36}

Bazı kaynaklar; konvansiyonel radyografik kalite değerlendirmesinde kullanılan çizgi çifti testinin, dijital radyolojide bir anlamda gereksiz ve yetersiz olduğunu öne sürer. Dijital radyolojide çözünürlüğü zaten doğrudan piksel boyutu belirler.^{3,32}

Dijital sistemlerde ayrıca uzaysal çözünürlüğü ölçmek ve sistemler arasında karşılaştırma yapmak için "Modulation Transfer Function (MTF)" ve "Detected Quantum Efficiency (DQE)" adı verilen özel metotlar da kullanılır.³⁸ Ancak günümüzde dijital radyografik kalite değerlendirmesinde çizgi çifti testi yine birçok kaynaktan kullanılmaktadır.³⁶

MTF sistemleri kıyaslamada bir referans değerdir. Frekans arttıkça MTF değeri düşer. Nesnenin hiçbir değişime uğramadan görüntülenmesi durumunda MTF değeri 1 dir. Frekansın artması ile bu değer düşmektedir. MTF nin % 10 a indiği 0,1 değeri o görüntüleme yönteminin çözünürlük sınırını gösterir.^{37,39}

Görüntü kalitesi ölçülürken MTF de gürültü dikkate alınmamaktadır. DQE ile tüm gürültü kaynakları da dikkate alınır. Bu ölçütle ekspozur verisinin ne kadarının görüntü alıcısı tarafından alındığı ortaya konularak sistemin genel kalite performansı değerlendirilir. Sonuçta görüntüleme yönteminin kontrast performansı ve gürültünün kombine etkisi belirlenir.³⁹

CCD ve CMOS gibi sensör sistemlerinin teorik uzaysal çözünürlüğünün 27 lp/mm'ye kadar çıktığı üretici firmalar tarafından bildirilmiştir. İnsan gözünün 12 lp/mm'den daha yüksek olan çözünürlük değerlerini ayırt edemeyeceği ve kullanılan monitörlerin çoğunda çözünürlük, oluşan görüntünün çözünürlüğünü kısıtlayacağından, bugün için çok yüksek olan çözünürlük değerleri (27 lp/mm) pratik olarak bir anlam ifade etmez. Fosfor plak sistemlerinin uzaysal çözünürlük değerleri 10-21 lp/mm arasındadır.^{3,36}

Noise (Parazit-Gürültü, Görüntü Kirliliği)

Noise; görüntüleme sisteminden kaynaklanan, görüntü kalitesini bozan ancak bütünüyle önlenemeyen değişikliklerdir. Noise, görüntünün kalitesini bozar, ona benekli bir görünüm verir ve düşük kontrastlı objelerin görülmesini engeller. Bazı dijital sistemlerde ranforsatöre eşdeğer sintilasyon kristalleri kullanıldığından bunlarda oluşabilen yapısal beneklenme gürültü kaynakları arasında yer alır. Gürültü kaynakları; elektronik gürültü ve dijitalizasyon gürültüsü şeklinde oluşur.^{3,20,39}

Elektronik gürültü, elektronik aksamın tamamının görüntüde yarattığı bozulmadır.^{3,39}

Dijitalizasyon gürültüsü, yüksek bit derinliği ile elde edilen bir görüntünün, düşük bit derinliğinde bir ortamda gösterilmesinden kaynaklanan gri ton kodlama farklılığıdır. Örneğin 10 bit derinliğinde (1024 gri tonu) elde edilen bir görüntü, 8 bit (256 gri tonu) derinliğinde bir monitörde gösterilirse, elde edilmiş olan her dört gri skala düzeyinden birisi display ortamında bir gri skalanın içerisine dağıtılacak ve bunun sonucunda görüntüde bozulma oluşacaktır. Bu nedenle sistemler mümkün olduğunca yüksek ancak bir o kadar da uyumlu bit derinliklerinde tasarlanmalıdır.^{3,39}

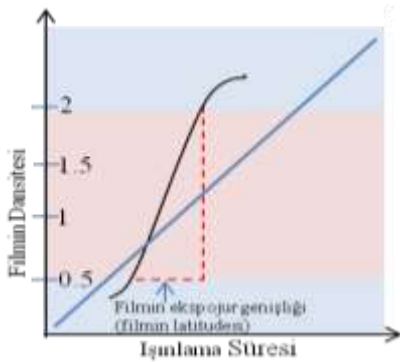
Konvansiyonel radyografide görüntü kirliliğinin en önemli nedeni *Kuantum Beneklenmesi*'dir. Kuantum beneklenmesinin miktarı görüntüyü oluşturan foton sayısına bağlıdır. Kuantum beneklenmesi sensör ve ekrandan bağımsız olarak x-ışını fotonlarının azlığına bağlı olarak oluşur. Reseptöre ulaşan foton sayısının fazla olması kuantum beneklenmesini düşürür. Yavaş görüntü alıcı kullanılarak, kVp düşürülüp mAs, artırıldığında ve kuantum beneklenmesi azalır.³ Ekspozur değeri iki katına çıkarıldığında kuantum beneklenmesi % 41 oranında azalır.

Dinamik Aralık (Dynamic Range-Etkin Erim)

Görüntü kalitesinde bozulma olmaksızın, sensörde görüntü oluşturabilen maksimum ve minimum doz aralığıdır.^{40,41} Dijital radyolojide dinamik aralığı, sistemin değişen foton enerjilerini görüntüye dönüştürebilme kapasitesi belirler. Minimum ve maksimum enerjili fotonların taşıdığı bilgiyi görüntüye dönüştürebilen sistemler, dinamik aralığı geniş sistemlerdir.^{3,36}

Filmin görüntü kalitesi o filmin karakteristik eğrisi üzerinden değerlendirilir. Konvansiyonel filmin karakteristik eğrisi sigmoid "S" şeklindedir. Bu eğrinin üst ve alt tarafları görüntünün yetersiz olduğu (çok koyu veya çok açık) alanlardır. Film gerekenden daha fazla ya da daha az ekspozura maruz kaldığında, başarısız radyografi işlemlerine ve tanısal açıdan yetersiz

görüntüleme neden olur. Dijital sistemlerde, ekspozurla görüntünün gri skalası arasındaki ilişki lineer olarak oluşur (Şekil 7). Bu lineer ilişki aynı zamanda yüksek dinamik aralık anlamı taşır. Sistem hem düşük hem de yüksek dozlarda gri ton ataması yapabilir. Bu da, uygulamada başarısız ışınlama riskini ortadan kaldırır.⁴² *Dinamik aralık genişliği dijital sistemin konvansiyonel sisteme olan en önemli üstünlüğüdür.* Dinamik aralığın genişliği; iyi bir kontrast çözünürlüğü sağlar, verilen x-ışını dozuna bağlı çekim tekrarlarının önüne geçer. Fosfor plaklarının dinamik aralığı CCD ve CMOS sensörlerin dinamik aralığından daha yüksektir.^{3,5,14,26,36,39}



Şekil 7. Karakteristik eğri konvansiyonel filmlerde "S" şeklinde; dijital sistemlerde ise lineerdir. Bu aynı zamanda yüksek dinamik aralık anlamı taşır.

Sonuç olarak, dijital radyografinin sağladığı avantajlar diş hekimlerinin dijital radyografiye olan ilgisini artırmakta ve artık dijital sistemler konvansiyonel sistemlerin yerini almaktadır. Günümüzde dijital teknolojilerin hızlı gelişmesine paralel olarak dijital radyoloji uygulamaları da sürekli bir gelişim göstermektedir. Diş hekimleri bu gelişmeleri yakından takip etmeli ve hastalarından en az radyasyon dozu ile en ideal görüntüleri elde ederek doğru tanıya ulaşmaya çalışmalıdırlar.

NOT: Çalışmada herhangi bir yazar, kurum ya da kuruluş ile çıkar çatışması içerisinde bulunmamaktadır. Makale daha önce hiçbir yerde yayınlanmamış ve yayınlanmak üzere işlem görmemektedir

KAYNAKLAR

1. Jayachandran S. Digital Imaging in Dentistry: A Review. Contemp Clin Dent 2017; 8:193-4.
2. Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. Radiographics 2007; 27:675-86.
3. Harorlı A. Ağız Diş ve Çene Radyolojisi. 2. Baskı. Erzurum; Nobel Tıp Kitabevleri: 2014. p. 191-205.

4. Üçok CÖ, Demirel O. Dijital Görüntü Tanımı ve Dijital Görüntü Oluşumunda Temel Prensipler. Türkiye Klinikleri. J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:1-3.
5. White SC, MJ Pharoah. Oral Radiology. 4 th ed. St Louis; Mosby: 2000. p. 385-93.
6. Ergün S, Güneri P. Kantitatif Ölçüm Yöntemleri: Dijital Fark Radyografisi, Fraktal Analiz Yöntemi. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:19-28.
7. Duyar U. Dijital Görüntü Teknolojileri. Elektrik mühendisliği. 2010; 440;17-22.
8. Yeler DY, Taşveren SK. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Yöntemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg 2006; suppl:1-6.
9. Parks ET, Williamson GF. Digital Radiography: An Overview. J Contemp Dent Pract 2002; 3:1-13.
10. Magill D, Beckmann N, Felice MA, Yoo T, Luo M, Mupparapu M. Investigation of dental cone-beam CT pixel data and a modified method for conversion to Hounsfield unit (HU). Dentomaxillofac Radiol 2017; 46: 20170321.
11. Kobayashi-Velasco S, Salineiro FCS, Gialain IO, Cavalcanti MGP. Diagnosis of alveolar and root fractures in macerated canine maxillae: a comparison between two different CBCT protocols. Dentomaxillofac Radiol 2017; 46:20170037.
12. de Moraes JA, Sakakura CE, Loffredo LC, Scaf G. Accuracy of zoomed digital image in the detection of periodontal bone defect: in vitro study. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35:139-42.
13. Akarslan Z. Dijital İnteraoral Radyografinin Diş Hekimliği Uygulamalarındaki Yeri: Dental Patolojilerde Teşhis Etkinliği, Avantaj ve Dezavantajları, Tercih Edilme Durumu. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:29-34.
14. Kurt H, Nalçacı R. İnteraoral Dijital Görüntüleme Sistemleri: Direkt Sistemler, CCD, CMOS, Düz Panel Dedektörler, İndirekt Sistemler, Yarı Direkt Dijital Görüntüleme, Fosfor Plak Taramaları. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:4-9.
15. Hellén-Halme K, Johansson C, Nilsson M. Comparison of the performance of intraoral X-ray sensors using objective image quality assessment. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2016; 121: e129-37.
16. Parks ET. Digital radiographic imaging: is the dental practice ready? J Am Dent Assoc 2008; 139:477-81.
17. Smith EG. The invention and early history of the

- CCD. Nucl Instrum Methods Phys Res A 2009; 607:1-6.
18. Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter JB. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1989; 68:238-42.
 19. Ağlarıcı OS, Yılmaz HH. Diş Hekimliğinde Dijital Radyografi. Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg 2010; 2:45-52.
 20. Özcan İ, Yurdabakan ZZ. "Dijital Radyoloji", Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları. İstanbul; Medikal Yayıncılık: 2017. p. 205-25.
 21. Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl HG. Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. Dentomaxillofac Radiol 2000; 29:70-5.
 22. Nakano Y, Gido T, Honda S, Maezawa A, Wakamatsu H, Yanagita T. Improved computed radiography image quality from a BaFl:Eu photostimulable phosphor plate. Med Phys 2002; 29:592-7.
 23. Borg E, Gröndahl HG. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. Dentomaxillofac Radiol. 1996; 25:82-8.
 24. Bedard A, Davis TD, Angelopoulos C. Storage Phosphor Plates: How Durable are they as a Digital Dental Radiographic System? J Contemp Dent Pract 2004; 2:57-69.
 25. Diwakar NR, Kamakshi SS. Recent advancements in dental digital radiography. Journal of Medicine, Radiology, Pathology & Surgery 2015; 1:11-6.
 26. Bóscolo FN, Oliveira AE, Almeida SM, Haiter CF, Haiter Neto F. Clinical study of the sensitivity and dynamic range of three digital systems, E-speed film and digitized film. Braz Dent J 2001; 12:191-5.
 27. Peker İ, Özdede M. İnteraoral Dijital Görüntülemeye Enfeksiyon Kontrolü. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:55-60.
 28. Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging using CCD and CMOSAPS sensors with E speed film in the detection of periapical bony lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89:356-62.
 29. Akçiçek G, Çağırankaya LB, Avcu N. Fosfor Plak Sistemlerinde Karşılaşılan Temel Sorunlar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2016; supp14:66-72.
 30. Tax CL, Robb CL, Brillant MG, Doucette HJ. Integrating photo-stimulable phosphor plates into dental and dental hygiene radiography curricula. J Dent Educ 2013; 77:1451-60.
 31. Soğur E, Baksı G. İnteraoral Dijital Görüntüleme Sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2011; 21:249-54.
 32. Udupa H, Mah P, Dove SB, McDavid WD. Evaluation of image quality parameters of representative intraoral digital radiographic systems. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2013; 116:774-83.
 33. Peker İ, Yapıcı S. İnteraoral Dijital Görüntüleme Sistemlerinde Oluşan Artefaktlar. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:35-41.
 34. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. Dentomaxillofac Radiol 2004; 33: 285-90.
 35. Mısırlı M, Orhan K: Dijital Panoramik ve Temporomandibular Eklem Grafileri. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:42-50.
 36. Toraman Alkurt M, Demirel O. Dijital Sensörlerin Özellikleri. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:10-3.
 37. Seely JF, Holland GE, Hudson LT, Henins A. X-ray modulation transfer functions of photostimulable phosphor image plates and scanners. Appl Opt 2008; 47:5753-61.
 38. Fetterly KA, Hangiandreou NJ. Image quality evaluation of a desktop computed radiography system. Med Phys 2000; 27:2669-79.
 39. Kaya T. Radyografik Kalite. Radyografi 2014; 3:55-9.
 40. Spahn M. Flat Detectors and their clinical applications. Eur. Radiolog 2005; 15:1934-47.
 41. Akkaya N. Dijital görüntüleme teknikleri. Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics 2010; 1:14-25.
 42. Toraman Alkurt M, Demirel O. Dijital Görüntü İşleme. Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics 2016; 2:14-8.

Yazışma Adresi

Prof. Dr. Fatma ÇAĞLAYAN
Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD.
25240 Erzurum / TÜRKİYE
Telefon numarası: +90 442 2360944-1819
E-mail: facagla@gmail.com