

Dijital Radyografi

Orhan Oyar

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Komputeze radyografi (CR)'nin temel prensipleri
- Dijital radyografi (DR) uygulamaları
- Görüntüleme plakları, CCD ekranlar ve flat panel dedektör sistemleri arasındaki farklar
- Dijital radyografide görüntü kalitesine etkili faktörler

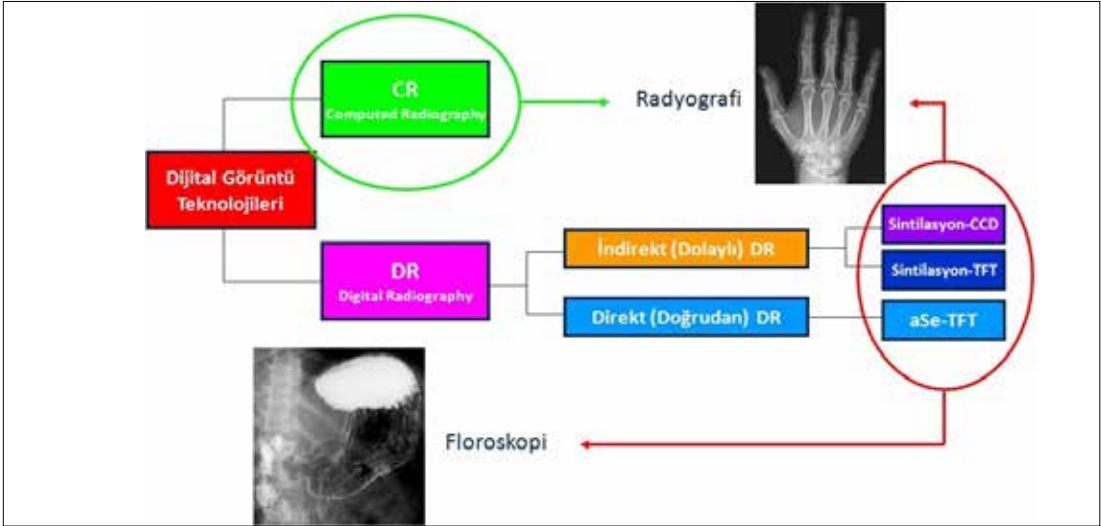
Giriş

Günlük radyoloji pratiğinde kullandığımız radyografiler analog ve dijital olarak elde edilebilmektedir. Objeyi geçen X-ışınları, eğer röntgen filmi üzerine düşürülüp kaydediliyorsa analog radyografi, dedektörler tarafından algılanıp görüntüye dönüştürülüyorsa dijital radyografi adını almaktadır. **Dijital radyografi teknikleri ise kendi arasında ikiye ayrılmaktadır. Bunlardan biri komputeze (bilgisayarlı) radyografi olarak adlandırılan ve kısaca CR dediğimiz teknik, diğeri ise dijital radyografi olarak adlandırılan ve kısaca DR dediğimiz uygulamadır (Resim 1).**

İlk klinik dijital radyografi uygulamaları 1980'li yılların başlarında kullanılmaya başlanan CR tekniğidir [1-4]. Depo fosfor plakaları üzerine kaydedilen görüntülerin dijitalizasyonu prensibine dayandığından depo fosfor radyografi sistemi olarak da adlandırılmaktadır [3]. Depo fosfor plakaları üzerinde oluşan latent imaj analog sistemlerdeki banyo işleminin karşılığı olan okuyucu sistemlerle taranıp dijitalize edilmektedir. DR teknolojiler ise 1990 yılından itibaren kullanıma

girmiş olup başlıca direkt (doğrudan) ve indirekt (dolaylı) olmak üzere 2 değişik teknikte görüntü oluşturmaktadır. Dolaylı yöntemler CCD veya TFT düzeneğine sahipken doğrudan dijital sistemler TFT düzeneğine sahiptir. Dijital röntgen sistemleri gerek radyografi gerekse floroskopik işlemlerde kullanılabilir [1, 4, 5].

Komputeze Radyografi (Computed Radiography-CR): Bin dokuz yüz seksenli yıllardan bu yana kullanılan [6] bu teknik aslında analog uygulamadan tam dijital ortama geçişte ara kade me olarak tanımlanmaktadır. Kimine göre yarı dijital teknoloji olarak da adlandırılmaktadır [5]. Mevcut klasik konvansiyonel röntgen cihazlarının ve ekipmanlarının değiştirilmeden görüntülerin dijitalizasyonuna imkan tanıdığından daha düşük maliyetlerle sağlanmaktadır. **Komputeze radyografi (CR)'de analog röntgen sistemlerinde görüntü elde etmeye yarayan kaset-film ranforsatör kombinasyonu yerine, röntgen kasetlerine benzeyen, kapağı açılabilen, ancak içerisinde film yerine depo fosfor plakası bulunan görüntüleme plakları kullanılmaktadır**



Resim 1. Röntgende dijital görüntüleme teknolojilerinin şematik gösterimi.



Resim 2. Depo fosfor plakası ve iinin görünümü.

(Resim 2). Depo fosfor plakaları yarı iletken özellikte kristal yapısındadır. Boyutları analog röntgen görüntülemede kullanılan kaset boyutları (18x24, 24x30, 35x35 veya 35x43 cm) ile benzerlik gösterir [7, 8]. İçerdikleri fosfor tabakasının etkin erimi (dinamik range) konvansiyonel filmlerden daha geniştir [4]. Görüntüleme plakaları defalarca kullanılabilirle birlikte belirli bir ömürleri bulunmaktadır. Hasarlanmadıkları, dşrlmedikleri veya darbeye maruz kalmadıkları takdirde, ortalama 30 bin çekime kadar garantilidirler.

Görüntüleme plakalarının iç yapısına baktığımızda değişik kalınlıkta birçok katmandan

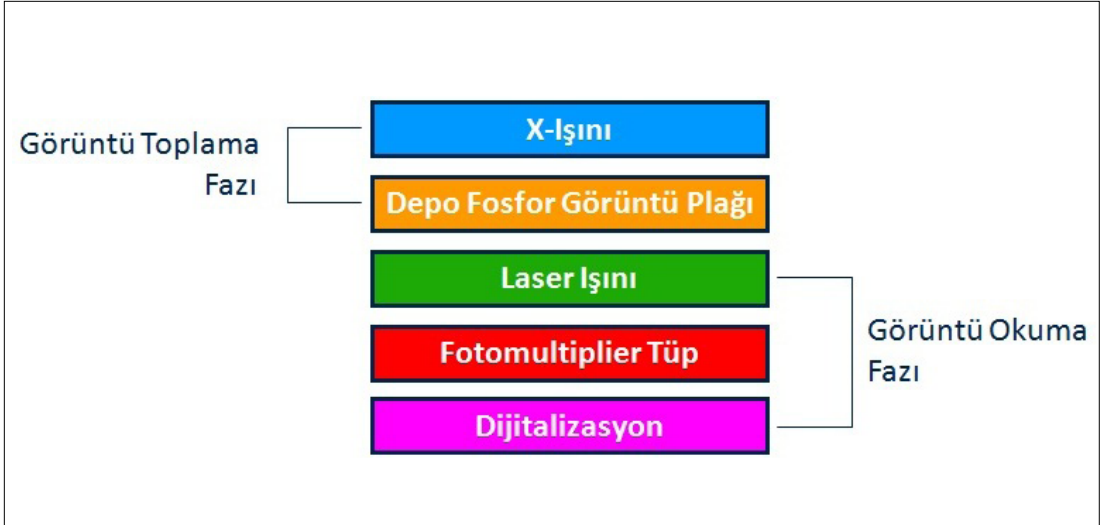
oluştugunu görürüz (Resim 3). Bu yapının en önemli parçası olan fosfor tabakası 0,1-0,3 mm kalınlığında, Europium ile aktive edilmiş baryum floroyodid, baryum floroklorid ya da baryum florobromid yapısındadır. Fosfor tabakasının üzerinde koruyucu katman, altında ise ışık yansıtıcı tabaka yer alır [1, 8].

Komputerize radyografi tekniği ile görüntü elde edilmesinin 2 aşaması mevcuttur. Bunlardan ilki görüntü toplama aşaması, ikincisi ise toplanan bu görüntüyü okuma aşamasıdır (Resim 4).

Görüntü toplama aşaması, objeyi geçen x - ışınlarının depo fosfor plakası üzerine düşürülüp kristallerdeki elektron kapanlarında tutulmasına



Resim 3. Depo fosfor plakasının kesitsel yapısının şematik görünümü.



Resim 4. Komputerize radyografide (CR) görüntü oluşumunun şematize edilmiş aşamaları.

dek olan süreçtir. Konvansiyonel (analog) röntgende film üzerinde yaratılan latent (gizli) imaj oluşumunun karşılığı gibidir [5].

Fosfor plakasının yapısını oluşturan Europium (Eu^{+2}) ile aktive edilmiş yarı iletken yapıdaki her bir baryum florobromid kristali etrafında 3 bant mevcuttur (Resim 5). En içteki bant etek (valance), onun dışındaki bant elektronların tutulduğu yasak alan (elektron kapanları), en dıştaki bant ise kondüksiyon (iletken) bant adı ile anılmaktadır. Objeyi geçen X-ışını fotonu fosfor kristali üzerine düştüğünde Europium bir elektron kaybederek +3 değerliğe yükselir. Serbestleşen elektron kristalin yasak alan adı

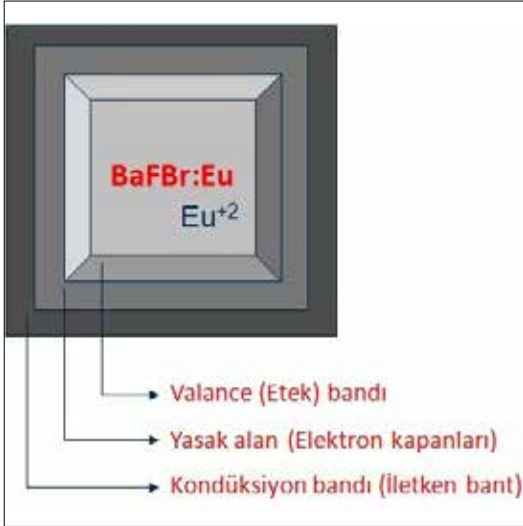
ile tanımlanan elektron kapanı bandında tutulur. Böylece CR'deki latent imaj oluşumu tamamlanır [1, 7, 8,].

Elektron kapanlarında tutulmuş elektronlarından yani latent imajdan görüntüyü oluşturmak için okuma aşamasına geçmek gerekir. Okuma aşaması, görüntüleme plağının tarayıcı cihaz içerisine yerleştirilmesinden sonra başlar (Resim 6).

Görüntüleme plağı kırmızıya yakın spektrumunda (633 nm) ışına yapan helyum-neon "Light Amplification of Stimulated Emission of Radiation" (LASER) ışınmasına tabi tutulur [9]. Laser ışınması ile fosfor kristallerinin yasak alanında tu-

tulmuş elektronlar enerji transferi gerçekleştirilerek kondüksiyon bandına çıkarılır. Laser ışınması kesildiğinde iletken bandında enerji yüklenmiş elektronlar bu enerjilerini mavi spektruma yakın renkte ışımayla salarak etek bandına inerler. Bu ışımaya fotomultiplier tüpler tarafından algılanır. Bu aşamada fosfor kristalinin Eu yapısı tekrar +2 değere döner. Fotomultiplier tüplerden yükselteç aracılığı ile güçlendirilen ışımlar analog digital çevirici (ADÇ) ile dijital sinyallere çevrilir ve daha sonra görüntüye dönüştürülerek monitöre aktarılır (Resim 7) [1, 7, 8].

Tarama cihazı içinde gerçekleşen bu işlemler sonucu görüntüleme plakalarının fosfor kristalleri içerisinde kalan artık elektronlar, plakaların



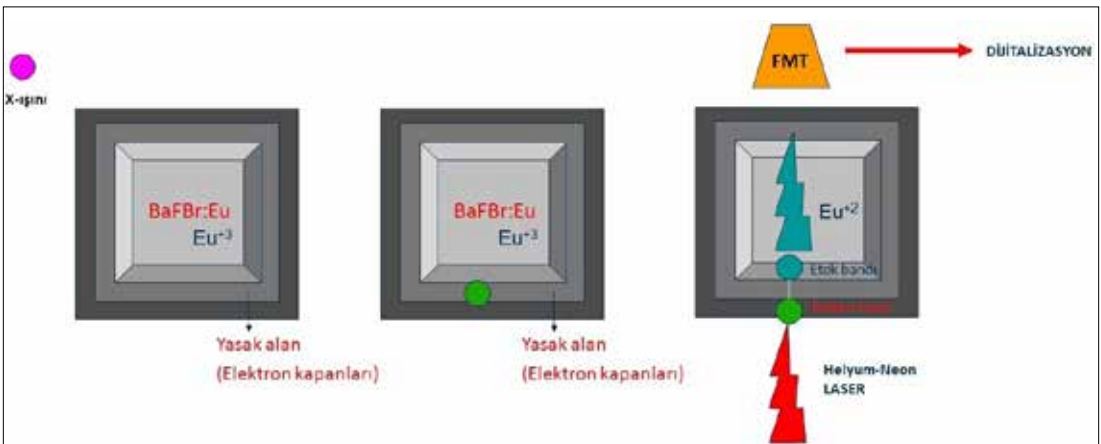
Resim 5. Depo fosfor plakasındaki bir fosfor kristalinin yapısının şematik gösterimi

bir sonraki çekime hazır olması ve içeriklerinden tamamen arındırılması için temizlenirler. Bu amaçla, okuma işleminin sonunda görüntüleme plağı floresan ışığından geçirilerek artık elektronlardan temizlenir [1, 7, 8]. Komputere radyografide görüntü elde edilme aşamalarının şematik gösterimi şekil 8’de verilmiştir.

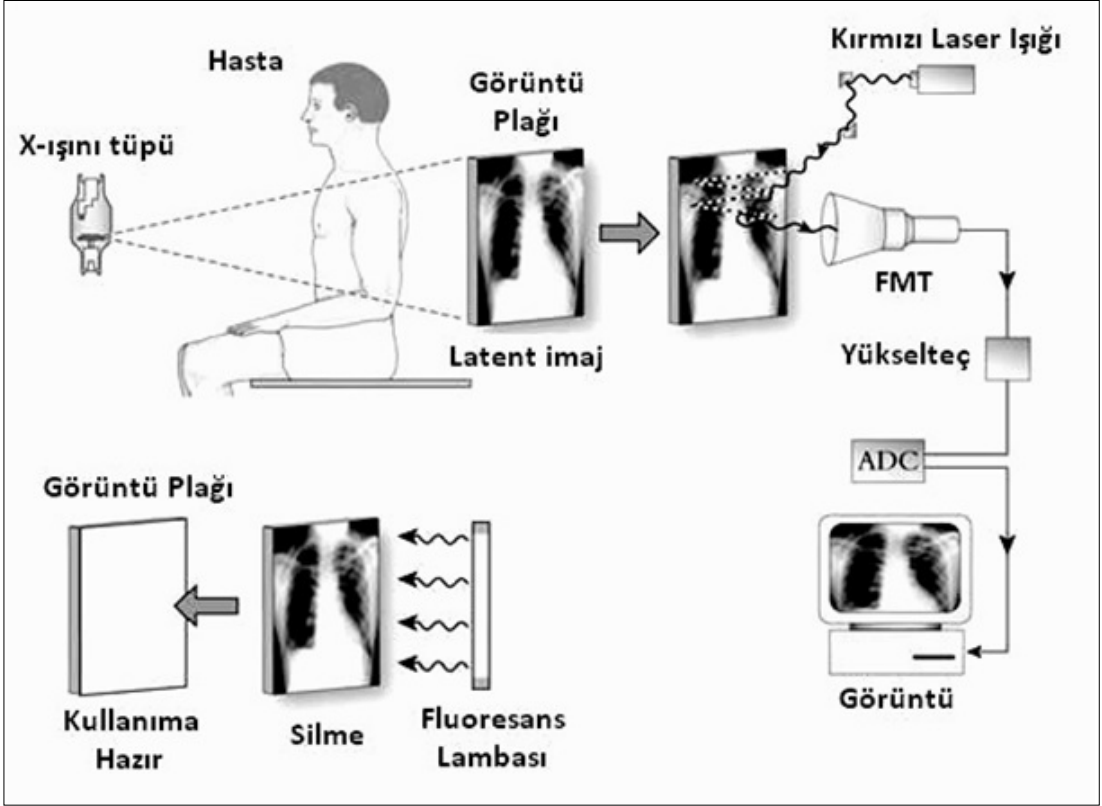
Dijital Radyografi (Digital Radiography-DR): Objeyi geçen X-ışınlarının dedektörler üzerine düşürülerek görüntülerin elde edildiği sistemlerdir. Bu sistemler ya doğrudan ya da dolaylı yoldan görüntü oluştururken “Charge-Couple Device” (CCD) ya da yassı (flat) panel dedektör tiplerini kullanmaktadır [5].



Resim 6. Depo fosfor plakasının okuma aşamasında cihaza yerleştirilmesi.



Resim 7. Komputere radyografide (CR) görüntü toplama ve okuma aşamalarının şematik görünümü.



Resim 8. Komputerize radyografide (CR) görüntü elde edilme aşamaları şematize edilmiştir.

Charged Coupled Device (CCD): Flat panel sistemlerden daha önce ortaya çıkarılmış olduklarından nispeten daha eski bir teknolojiye sahiptirler [3]. CCD, katı hal elektroniği (Pikselleşmiş dedektör sistemleri) olarak adlandırılan silikon kristallerinden imal edilmiş entegre bir devredir (Resim 9). Çip adı verilen 2-4 cm² boyuttaki yapıda her bir yapıda silikon tabaka altına dizilmiş, birbirinden bağımsız ışığa duyarlı, adına fotosit veya piksel denen binlerce fotodiyot bulunur (Resim 10) [3].

Çipler, üzerine düşen ışığı elektrik gerilimine çevirirler. Endüstride video kamera ve dijital fotoğraf makinalarında kullanılan bu sistemler radyolojide genelde dijital floroskopi cihazlarında, CCD kameralar şeklinde bulunmaktadır [3].

CCD kamera sistemlerinde Gadolinium Oksisülfid ya da Terbium ile aktive edilmiş Sezium İyodidden imal edilmiş bir sintilatör tabakası bulunmaktadır [6]. Bu tabaka bir nevi fosfor kristali yapısında olup üzerine düşen X-ışınlarını görülür ışığa çevirmektedir. Bu çevirim sonrasında ışınlar fiberoptiklerle ya da

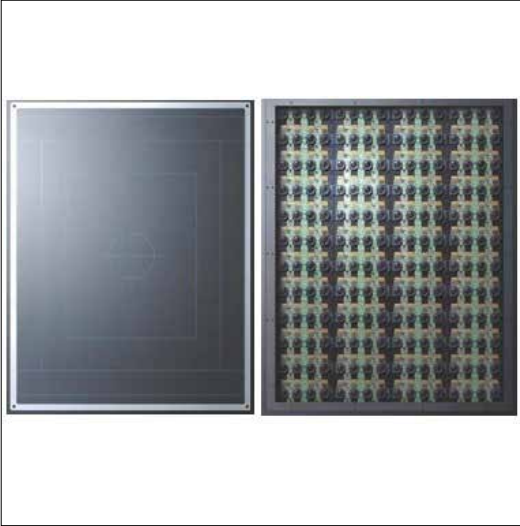
bir lens ile odaklanarak adı verilen CCD çipleri üzerine düşürülür ve burada elektriksel sinyallere dönüştürülür. Bu sinyaller sonrasında analog-dijital çeviricilerle görüntüye dönüştürülürler (Resim 11) [4].

Ekspozur esnasında uygulanan akıma bağlı olarak CCD çiplerinde görünür ışığa çevrilmiş ışınlar, silikon katmanda elektriksel sinyallere dönüştürüldükten sonra silikon tabaka altına kolonlar ve sıralar şeklinde yerleştirilmiş çok sayıda fotosit tarafından algılanarak hapsolenir. Biriktirilen elektronlar dışarıya çıkmaz. Sonrasında kolonlar boyunca uygulanan voltajla her sıradaki hapsolen elektronlar aynı anda bir alt sıraya geçer. Her seferinde en alt sıradaki elektronlar, elektronik bir işlemle okunarak dijitalize edilir ve bu verilerden görüntü oluşturulur (Resim 12) [4].

Yassı (flat) Panel: Dedektör sistemleri pikselleşmiş bir diğer dedektör sistemidir. Geniş alanlı slim (ince) X-ray dedektörleri olarak da adlandırılırlar [1, 3, 10]. Teknolojileri LCD te-

levizyon ekranlarında kullanılabilecek benzer. Her dedektör elemanı, kendi üzerine düşen elektronları saptar. Dedektör elemanının bir kapasitör bir de transistörü (anahtar diot)'u olup bu düzeneğe "thin-film transistör (TFT)" imaj resptörleri adı verilir. Bunlar dijitalizasyondan sorumlu unsurlardır [1, 10].

Yassı panel dedektör görüntüyü oluşturma özelliklerine göre doğrudan (direkt) veya dolaylı (indirekt) olarak 2 grupta toplanabilir. Dolaylı (indirekt) sistemler bir ışık sintilatörüne sahiptirler. Yani X-ışınlarını önce görülebilir ışığa çevirirler. Kaba bir benzetmeyle analog radyografi oluşumundaki ekran-film sisteminin dijital eşdeğeridir. Doğrudan (direkt) sistemde ise arada sintilatör olmaksızın X-ışınların amorf

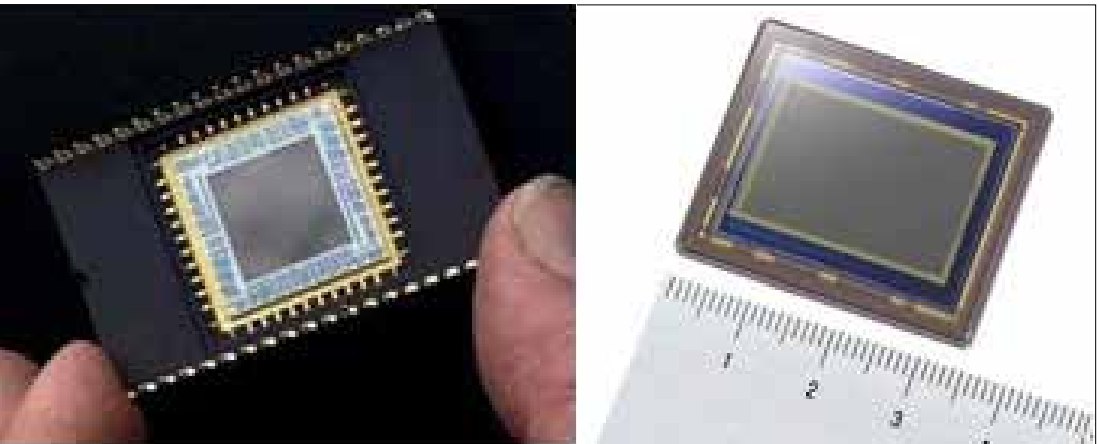


Resim 9. CCD dedektörünün görünümü.

Selenyumdan imal edilmiş bir fotokondüktör tabakası üzerine düşürülmesi söz konusudur. Gerek doğrudan fotokondüktör gerekse dolaylı yolla sintilatörler tarafından absorbe edilen ışınlar yük değişimi ile elektriksel sinyallere çevrilip, sonrasında elektronik okuma düzenekleri (TFT) algılanır, dijitalize edilerek görüntü oluşumu sağlanır (Resim 13) [4, 7, 8, 10].

Dolaylı yolla görüntü oluşturan yassı panel dedektör sistemlerindeki sintilatör, CCD kameralarda bulunan fosfor kristali yapısına benzer gadolinium oksisülfid veya sezyum iyodidden imal edilir. Her iki cins sintilatör de üzerine düşen X-ışınlarını görülür ışığa çevirme özelliğinde olmakla birlikte mikroskopik özellikleri bakımından farklıdır. Gadolinium oksisülfid (GOS)'den imal edilmiş sintilatörler, toz kristal yapısında iken sezyum iyodid (CsI)'den imal edilmiş sintilatörler iğne kristal özelliğindedir [10]. Kristal morfolojisine bağlı olarak bu iki cins sintilatörün avantajlı ya da dezavantajlı yönleri bulunmaktadır. İğne kristal yapısında TFT'ye ulaşacak ışık fotonlarındaki saçılma, toz kristal yapısına göre daha az olmakla birlikte bu tür sintilatörlü dedektörler dış etmenlere daha hassas, darbelere karşı daha dayanıksızdır. Bu nedenlerle mobil uygulamalara elverişsiz kabul edilmektedir [8, 11].

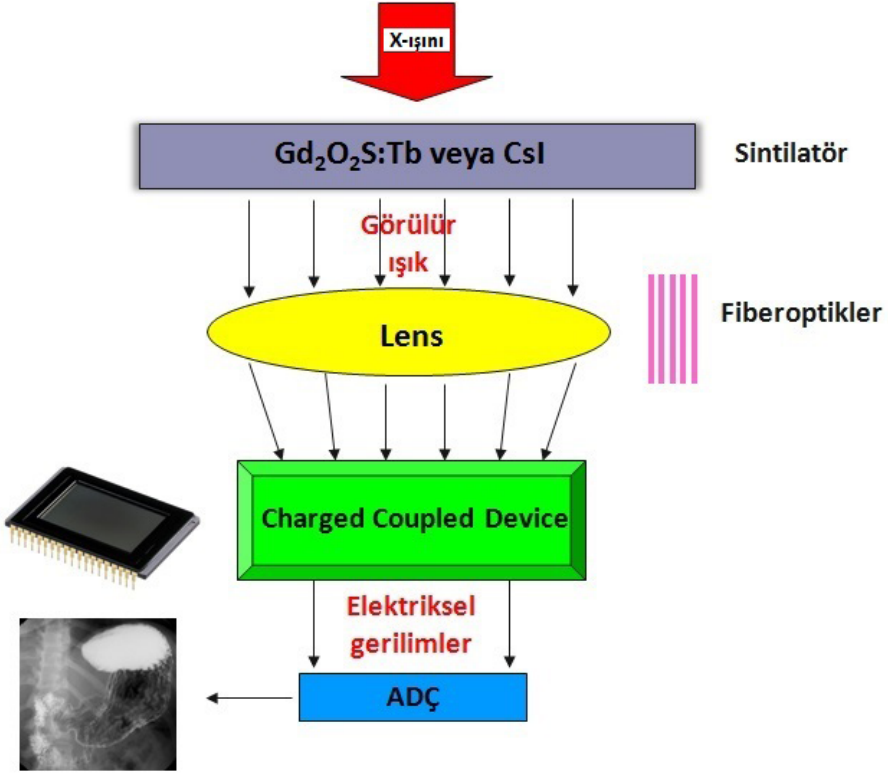
Kristal sintilatörde görünür ışığa çevrilen ve voltaj uygulamasıyla hareketlendirilen ve mümkün olduğunca saçılmadan fotodiot'a aktarılan ışınlar, burada elektriksel sinyallere çevrilerek cam tabanda yer alan TFT sistemi-



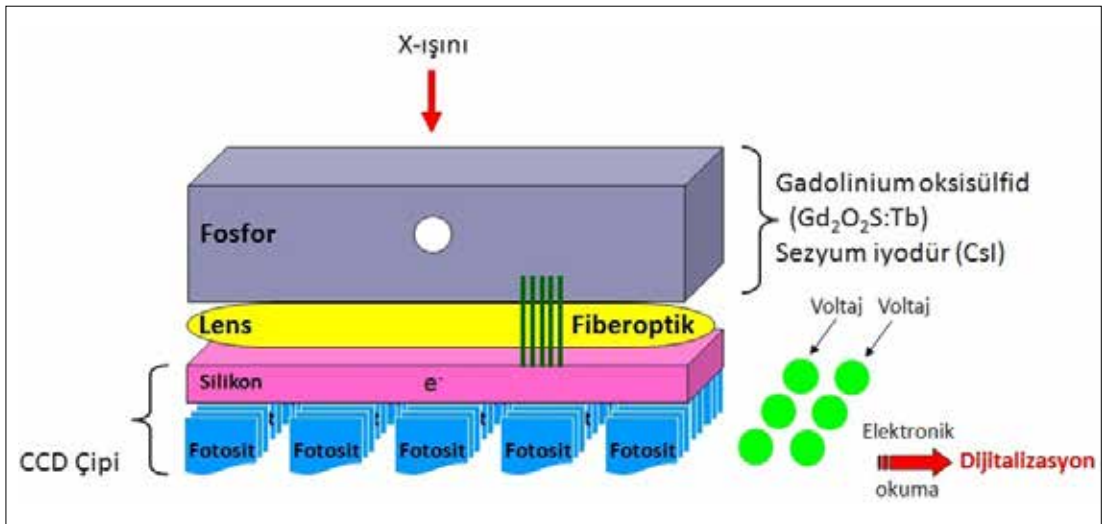
Resim 10. Detektör üzerinde yer alan CCD çiplerinin dıştan görünümü.

nin algılayıcı (deteksiyon) alanında toplanır. Kapasitör de denen algılayıcı alanda toplanan elektronlar TFT'nin elektronik devre elemanı (transistör-anahtar) tarafından işlenerek dijitalize edilir (Resim 14) [1].

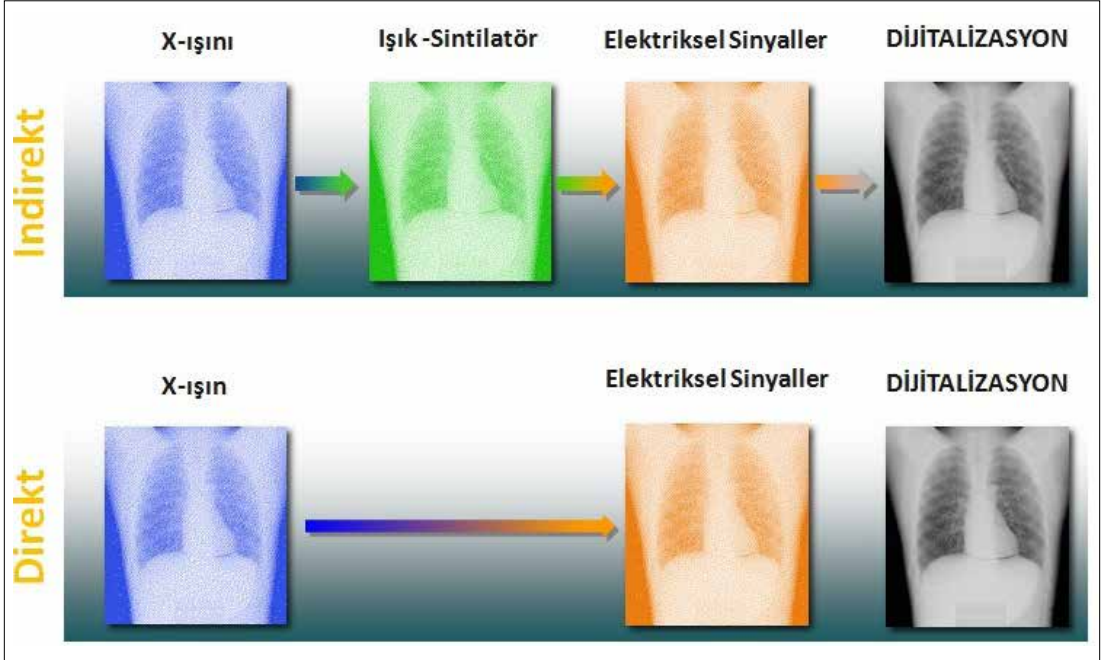
Doğrudan yolla görüntü oluşturan flat panel dedektör sisteminde X-ışınları arada bir ışık dönüştürümü olmaksızın yaklaşık 500 mikron kalınlığındaki amorf selenyumdan fotokondüktör adı verilen tabakaya düşürülür [1, 5]. Bu tabaka



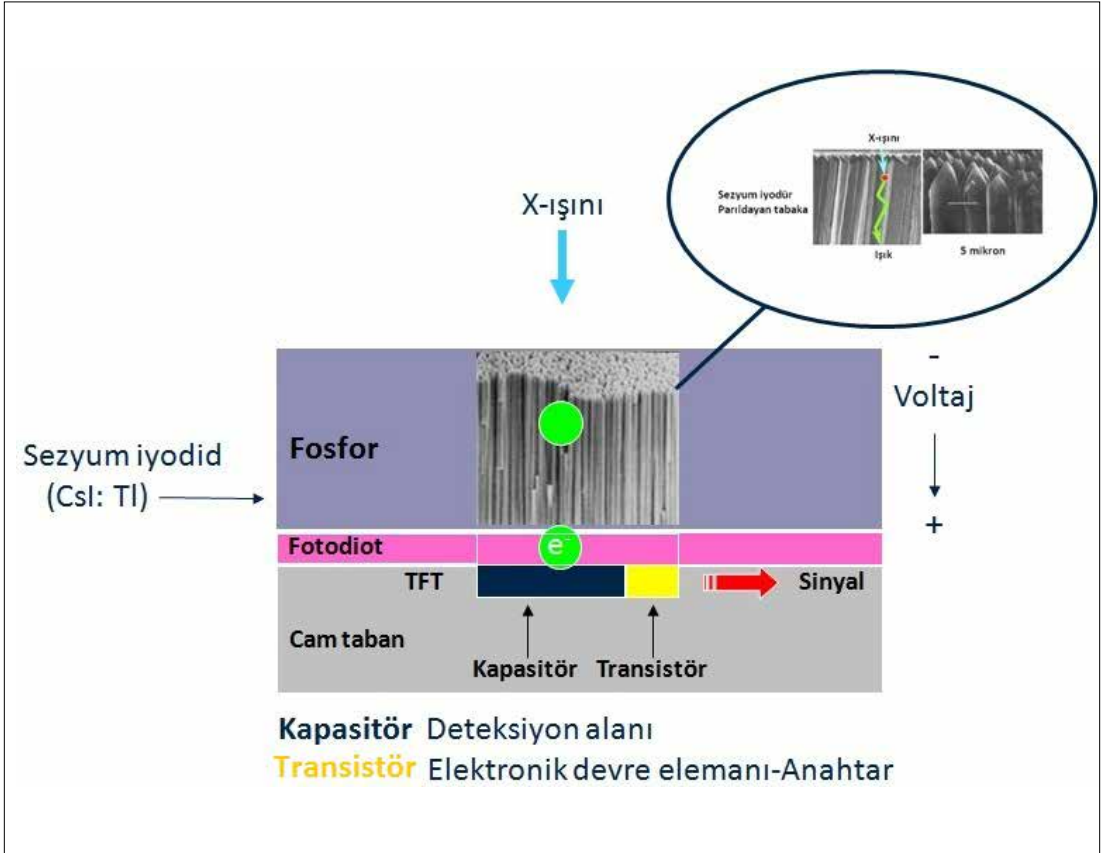
Resim 11. CCD ekran sistemlerinin genel işleyişi şematik olarak gösterilmiştir.



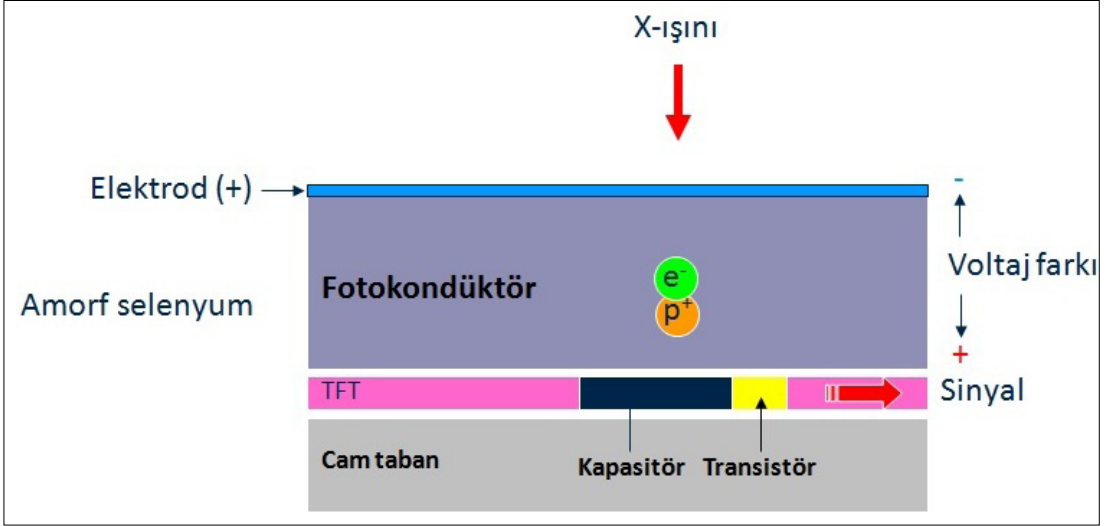
Resim 12. CCD chipinde görüntülerinin oluşum aşamaları şematize edilmiştir.



Resim 13. İndirekt ve direkt yassı panel dedektör sistemlerinde görüntü oluşum aşamaları.



Resim 14. Sezyum iyodid'den imal edilmiş dolaylı flat panel dedektör sisteminde görüntünün oluşumu sematize edilmiştir.



Resim 15. Doğrudan flat panel dedektör sistemlerinin içyapısı ve görüntü oluşturma aşaması şematik olarak gösterilmektedir.

solid yapıda ve fotoiletken özelliktedir. Ortamdaki ısı ve nem değişikliklerine hassastır. Amorf selenyumda oluşan elektrik sinyali doğrudan o bölgeye çarpan X-ışınını temsil eder. X-ışını fotonu, amorf selenyum tabakasında bir elektron ve ona karşılık gelen bir pozitrona çevrilirken, fotokondüktör tabakasının yüzeyinde yer alan elektrod ile TFT arasında uygulanan voltaj farkı ile elektron ve pozitron ters yönlere hareket ettirilir. Elektron fotokondüktörün yüzeyine doğru çekilirken pozitron TFT'ye doğru yönlendirilir. Bu yönlendiriliş, fotokondüktör tabakası içerisinde herhangi bir sapma olmaksızın gerçekleştiğinden doğrudan görüntü oluşturan yassı dedektör sistemlerinin sinyal profilleri dar, görüntü keskinliği yüksektir. TFT'nin kapasitör alanı tarafından algılanan sinyaller dolaylı yoldan görüntü oluşturan sistemlerdeki gibi transistöre aktarılıp dijitalize edilerek görüntüye dönüştürülmektedir (Resim 15) [1, 5].

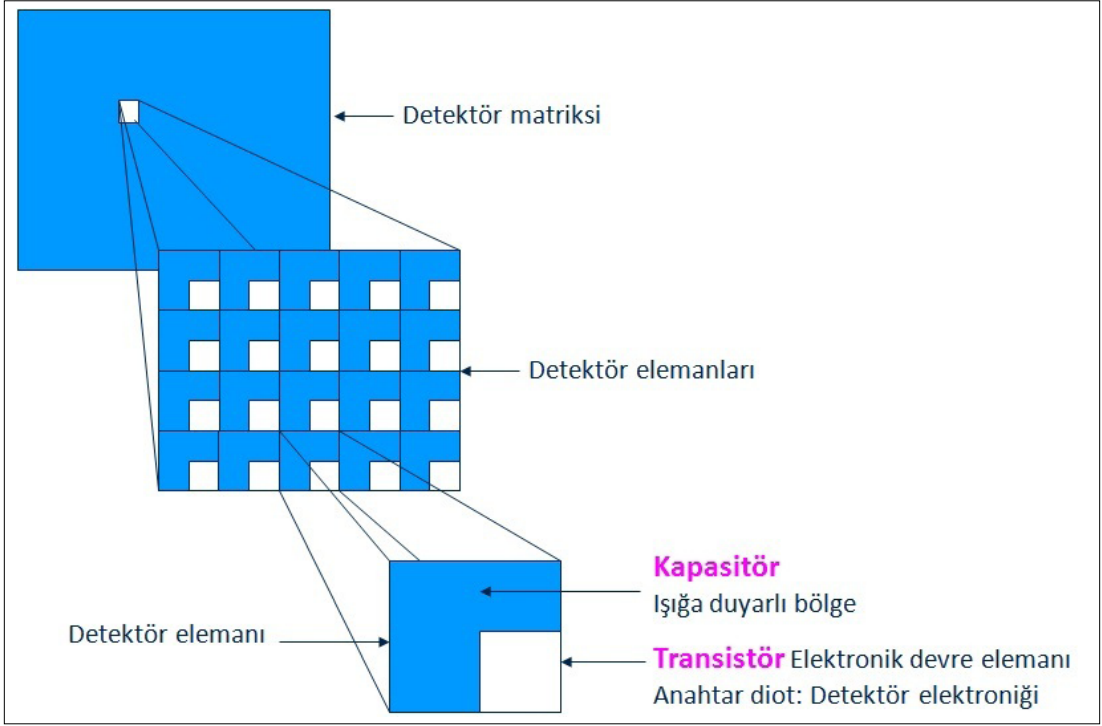
Dijital Röntgende Görüntü Kalitesi

Konvansiyonel röntgen incelemelerinde görüntü kalitesi uygun film, ranforsatör, kaset, banyo faktörlerine bağlı iken dijital röntgen sistemlerde başta dedektör sistem özellikleri olmak üzere birçok parametreden etkilenmektedir. Bu parametreler dedektör sistemlerinin teknik özellikleri (görüntüleme matrisi geniş-

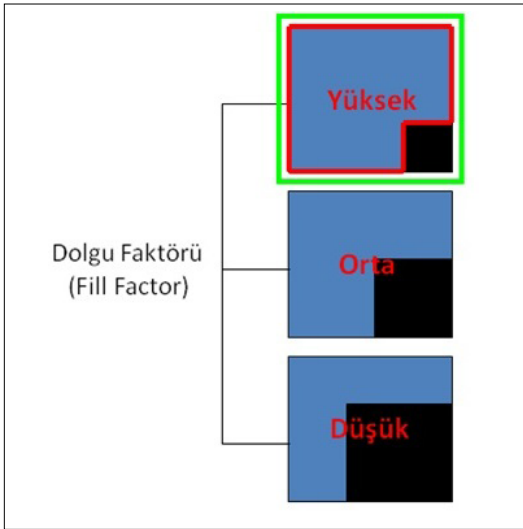
liği, piksel sayısı ve boyutu, elektronik gürültü, Nyquist limiti, fill (dolgu) faktörü, dedektörlerin gürültüsü, bilgisayar monitorünün çözünürlüğü gibi birçok değişkeni içerir [4, 6].

Dijital röntgen sistemlerinde detektörlerin matris boyutu arttıkça veri toplama ve görüntü iletim hızı azalır. Uzaysal çözünürlük, sistemin milimetredeki algılayabildiği çizgi çifti sayısı ile ifade edilmekte olup dijital sistemlerde detektörlerin piksel boyutu azaldıkça, yani pikseller küçüldükçe uzaysal çözünürlük artmaktadır (Resim 16). Buna karşın küçük piksel yüzeyinde algılanan foton sayısı azalacağından sinyal noise oranı (SNR) azalır [4, 7, 8]. SNR kontrast çözünürlüğünde etkili bir faktördür. Konvansiyonel sistemlerde gürültünün ana kaynağı film iken dijital sistemlerde elektronik gürültü ve dijitalizasyon gürültüsüdür. Dijital röntgende gürültü, her bir pikselde saptanan X-ışını fotonlarının sayısındaki istatistiksel dalgalanma olarak tanımlanmaktadır. İndirekt DR sistemlerinde sintilasyon kristallerinin yapısal beneklenmesi, direkt DR sistemde ise quantum beneklenmesi (ideal bir sistemde tek gürültü kaynağı) ön plana çıkmaktadır. Kontrastı arttırmak için foton sayısı yani X-ışını miktarı artırılmalıdır. Bu şekilde gürültü de azalacaktır. Ancak foton sayısı (mAs) arttıkça hastanın aldığı radyasyon dozu artar [7, 8].

Dolgu (fill) faktörü, yassı panel detektörlerin TFT yapısındaki kapasitör genişliğinin



Resim 16. Flat panel dedektör sistemlerinde matriks, piksel boyutları ve dedektör elemanının kapasitör ve transistör kesimlerinin şematik gösterimi.



Resim 17. Dolgu (fill) faktörü, dedektördeki TFT tabakasındaki kapasitör alanının, kapasitör ile transistör alanlarının toplamına oranıdır. Bu orana göre yüksek, orta ve düşük dolgu faktörlerinden bahsedilebilir.

tüm piksel yüzey genişliğine oranı ile ilgili bir kavramdır. Kapasitörün genişliğinin (Resim 17) yüksek, orta ve düşük dolgu faktörlerinden bahsedilir. Dolgu faktörü yüksek sistemlerde

SNR ve kontrast artar, ancak veri işleme süresi uzar [3].

Yassı panel dedektörlerin doğrudan ve dolaylı yoldan görüntü oluşturan iki sistemi arasında uzaysal rezolüsyon, fill faktör oranı, SNR ve doz gereksinimi arasında bir değerlendirmeye gidilse tüm parametrelerde doğrudan görüntü oluşturan sistemlerin daha yüksek değerlerde olduğu görülür. Bu parametrelere doz gereksinimi dışındakiler, doğrudan görüntü oluşturan flat panel dedektör sistemleri açısından avantaj görünmekle beraber doz gereksinimi açısından dezavantajlıdır [5]. Doğrudan görüntü oluşturan flat panelli sistemlerde sintilatör bulunmadığından görüntünün oluşumu için daha fazla X-ışınına ihtiyaç vardır. Bu da maruz kalınacak dozun artımı anlamına gelir [5]. Dalga teoreminin geçerli olduğu röntgende, bir harekete ait frekansın doğru olarak algılanabilmesi bakımından örnekleme aralığının (Nyquist limiti) da önemi vardır. Doppler görüntüleme daha ön planda görmeye alıştığımız bu kavram, konvansiyonel radyografilere oranla uzaysal çözünürlüğü

daha düşük olan dijital radyografi sistemlerinde aliasing şeklinde gözlenebilmektedir [8].

Dijital röntgen sistemlerinde görüntü kalitesinin değerlendirilmesi yukarıda anlatılanlarla da sınırlı değildir. Bu parametrelere ilave olarak dedektörlerin görüntü performansını değerlendirmede başka faktörler de bulunmaktadır. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF), Detective Quantum Efficiency (DQE) ve Dynamic Range (Etkin Erim) bunlardan en önemlileridir [6-8].

Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)

Bir objenin dedektörde ne ölçüde aslına uygun gösterildiğini belirten bir unsurdur. Bir diğer deyişle görüntüleme sisteminin elde ettiği sinyali uzaysal frekans fonksiyonuna göre koruyabilme yeteneğidir. Genelde laboratuvar şartlarında hesaplanmaktadır. Gürültü kaynakları dışlanmıştır. Maksimum değeri 1'dir. Yani görüntülenecek nesnenin birebir olarak görüntülediği anlamındadır. Çözünürlük sınırı ise 0,1 düzeyindeki değeri ile ölçümlenmektedir. MTF'si yüksek sistemin dedektör çözünürlüğü o denli yüksektir. Uzaysal rezolüsyonu yüksek objelerin dijital sistemlerde birebir görüntülenmesi zordur. Dijital röntgen sistemlerinde MTF değeri yüksekten düşüğe doğru sıralandığında direkt yolla görüntü oluşturan DR, indirekt yolla görüntü oluşturan DR'dan, indirekt DR da CR'dan büyüktür [7, 8, 11].

Detective Quantum Efficiency (DQE): Ekspozur verisinin, görüntü reseptörü tarafından gürültü de dahil olmak üzere ne oranda görüntüye aktarıldığını gösteren bir faktördür. DQE, tüm gürültü kaynakları dikkate alınarak sistemin genel performansını değerlendirmeye ve sistemler arasında karşılaştırmaya olanak sağlar. DQE değerleri dijital sistemlerde analog sistemlerden daha yüksektir. DQE değeri arttıkça hastanın aldığı doz azalır [7, 8, 11].

Dynamic Range (Etkin Erim): Değişik foton şiddetlerini görüntüye dönüştürebilme kapasitesidir. Görüntüleme sisteminin bir piksel

içerisinde üretebildiği (karşılayabildiği) gri renk tonu sayısı olarak da ifade edilir. Dedektörün değişik foton şiddetlerini görüntüye dönüştürme kapasitesi olarak da ifade edilmekte olup analog sistemlerdeki film derinlik-(latitude) gibidir. Bit (8, 12 gibi) değeri ile ifade edilir. Bir görüntünün büyüklüğü, matriks değeri ile etkin erim değeri ile doğrudan ilişkilidir (256 x 256 x 8 gibi). Etkin erim dijital röntgen sistemlerinde konvansiyonel röntgenlerden büyük olup bu, iki sistem arasındaki en önemli üstünlüktür [6-8, 11].

Dijital Röntgen Sistemlerinin Mukayesesi

Dijital röntgen sistemlerinden CR ile DR'ı kıyasladığımızda, fiyat ve kurulum maliyeti açısından CR'ı avantajlı, DR'ı dezavantajlı görmekteyiz. Radyasyondan kazanç açısından CR ile indirekt görüntüleme özelliğindeki DR sistemleri arasında bir fark görülmezken direkt görüntüleme özelliğindeki DR sistemleri daha az karlıdır. İş akışı hızı yönünden DR, CR'dan çok daha avantajlıdır. Çünkü görüntü oluşumu çok daha kısa sürelerde gerçekleşmekte, mevcut sürede az personelle, daha çok hastanın incelemesi mümkün olabilmektedir. Uzaysal çözünürlük açısından DR sistemleri CR'dan üstündürler. CR'da kullanılan malzemenin belirli bir çekim sayısı ile sınırlı ömrünün bulunduğunu da akılda tutmak gerekir [4, 5, 7].

Sonuç

Dijital röntgen incelemeleri; film ihtiyacını ortadan kaldırması, film tekrarlanmalarının önüne geçmesi, karanlık oda, banyo ve kimyasallara gereksinim göstermemesi, daha düşük dozlarda görüntü elde edilebilirliği nedenleri ile avantajlı bir uygulamadır. İş akışını hızlandırır, personel gereksinimini azaltır. Arşivleme kolaylığı, elektronik ortam üzerinden görüntülerin transferine olanak sağlar. Dijital röntgende görüntünün dinamik genişliği (etkin erimi) analog görüntülerden fazladır. Ancak dijital röntgen sistemlerinde ve özellikle DR'da kurulum maliyeti yüksektir. Piksel boyutu, sayısı ve örnekleme oranı bakımından geliştirmeler

devam etmekle birlikte dijital röntgen sistemlerinin analog (konvasiyonel) röntgene göre uzaysal çözünürlüğü halen düşüktür.

Kaynaklar

- [1]. Lança L, Silva A. Digital Imaging Systems for Plain Radiography. Chapter 2. Springer Science+Business Media New York, 2013, 9-19. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Herrmann TL, Fauber TL, Gill J, Hoffman C, Orth DK, Peterson PA, et al. Best Practices In Digital Radiography. ASRT. 2012.
- [3]. Kotter E, Langer M. Digital radiography with large-area flat-panel detectors. Eur Radiol 2002; 12: 2562-70. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. 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. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Oyar O. Röntgen Fiziği. In: Tıbbi Görüntüleme Fiziği. (Oyar O, Gülsoy UK eds). Rekam Baskı Ankara, 2003.
- [6]. Dance DR. Digital X-Ray Imaging. Y. Molecular Imaging: Computer Reconstruction and Practice, Lemoigne, A. Caner (eds.). Springer Science+Business Media B.V. 2008. 9-18.
- [7]. Williams MB, Krupinski EA, Strauss KJ, Breeden WK, Rzeszotarski MS, Applegate K, et al. Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition. J Am Coll Radiol 2007;4:371-88. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Seçil M. Dijital Radyoloji. www.mustafasecil.com
- [9]. Bansal GJ. Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. Postgrad Med J 2006; 82: 425-8. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Lança L, Silva A. Digital radiography detectorseA technical overview: Part 1. Radiography 2009; 15: 58-62. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Samei E. Performance of Digital Radiographic Detectors: Factors Affecting Sharpness and Noise. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic. Radiology Physics 2003; 49-61.

Dijital Radyografi

Orhan Oyar

Sayfa 23

Dijital radyografi teknikleri ise kendi arasında ikiye ayrılmaktadır. Bunlardan biri komputerize (bilgisayarlı) radyografi olarak adlandırılan ve kısaca CR dediğimiz teknik, diğeri ise digital radyografi olarak adlandırılan ve kısaca DR dediğimiz uygulamadır.

Sayfa 23

Komputerize radyografi (CR)'de analog röntgen sistemlerinde görüntüyü elde etmeye yarayan kaset-film ranforsatör kombinasyonu yerine, röntgen kasetlerine benzeyen, kapağı açılabilen, ancak içerisinde film yerine depo fosfor plakası bulunan görüntüleme plakları kullanılmaktadır.

Sayfa 28

Yassı panel dedektörler görüntüyü oluşturma özelliklerine göre doğrudan (direkt) veya dolaylı (indirekt) olarak 2 grupta toplanabilir.

Sayfa 31

Konvansiyonel röntgen incelemelerinde görüntü kalitesi uygun film, ranforsatör, kaset, banyo faktörlerine bağlı iken dijital röntgen sistemlerde başta dedektör sistem özellikleri olmak üzere birçok parametreden etkilenmektedir.

Sayfa 32

Doğrudan görüntü oluşturan flat panelli sistemlerde sintilatör bulunmadığından görüntünün oluşumu için daha fazla X-ışınına ihtiyaç vardır. Bu da maruz kalınacak dozun artımı anlamına gelir.

Dijital Radyografi

Orhan Oyar

1. Aşağıdakilerden hangisi görüntüleme plaklarının fosfor yapısında yer almaz?
 - a. Baryum floroyodid
 - b. Baryum floroklorid
 - c. Baryum florosülfid
 - d. Baryum florobromid
2. CR'da latent imaj kristalin neresinde oluşur?
 - a. Etek bandı
 - b. Kondüksiyon bandı
 - c. Yasak alan
 - d. Valance bandı
3. Ekspozur verisinin, görüntü reseptörü tarafından ne oranda görüntüye aktarıldığını gösteren faktör aşağıdakilerden hangisi ile belirtilir?
 - a. MTF
 - b. DQE
 - c. Dynamic range
 - d. SNR
4. Aşağıdakilerden hangisi direkt yolla görüntü oluşturan flat panel DR sisteminde bulunmaz?
 - a. Fotokondüktör
 - b. TFT
 - c. Kapasitör/Transistör
 - d. Sintilatör
5. İndirekt yolla görüntü oluşturan DR sistemi hangi açıdan direkt yolla görüntü oluşturan DR sistemine avantajlıdır?
 - a. Doz gereksinimi
 - b. SNR
 - c. Fill faktör oranı
 - d. Uzaysal rezolüsyon