

DIJİTAL GÖRÜNTÜLEME

Prof.Dr. Kivanç KAMBUROĞLU

Radyasyondan korunmanın temel prensipleri;

- Işınlama ile hastaya verilen zarardan daha fazla yarar sağlanması
- Olabilecek en düşük radyasyon dozu kullanılarak görüntü elde edilmesi

Dijital görüntüleme;

Bir sensör kullanarak radyografik görüntüyü elektronik parçacıklara ayıran

Bir bilgisayar kullanarak görüntüyü ortaya çıkaran ve depolayan

Bu şekilde radyografik görüntünün elde edilmesinde kullanılan filmsiz ve banyosuz bir yöntemdir

Diş Hekimliği'nde kullanılan ilk X ışını sensörü 1980'lerin ortalarında Francis Mouyen tarafından icat edilmiştir (RVG, Trophy Radiologie, Croissy Beaubourg, Fransa).

Hemen sonrasında, Per Nelving ve arkadaşları tarafından (Sens-A-Ray, Regam Medical Systems, Sundsvall, İsveç) geliştirilmiştir.

İntraoral film yerine bir küçük bir dedektör (**sensör**) hasta ağızına yerleştirilerek, x-ışınları bu sensöre çarpacak şekilde yönlendirilir.

Sensörün yüzeyinde bir elektronik şarj oluşturulur. Bu elektronik sinyal dijitize edilir.

Dijital sensör bu bilgiyi bilgisayara aktarır. Görüntü, sensör tarafından dijitize edildikten sonra bilgisayarda işlenir.

Görüntüyü elektronik olarak depolayıp saklamak için software kullanılır.

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 yansıtabilmek için bilgisayar ekranından yayılan ışıkta değişik gri tabakalar üretilir.

Analog görüntüde gümüş grenleri
emülsiyonda rastgele dağılım gösterir

Dijital görüntü satır ve sütunlardan
oluşmuş bir organize matriks içerisindeki
geniş piksel (resim elemanı) koleksiyonunu
içermektedir. Bu resim elemanları çok
küçük olduklarından normal
magnifikasyonda görülemezler.

Dijital görüntüler sayısaldır ve iki ayrı bölümden oluşmaktadır

1- Resim elemanlarının (piksellerin) uzaysal dağılımı şeklinde gözlenir. Görüntü matrisi içerisinde her bir pikselin yeri satır ve sütun olarak ifade edilir

2- Her resim elemanının (pikselin) farklı gri tonları şeklinde gözlenir. Her bir piksel için verilen değer görüntünün o bölgesindeki yoğunluğunu (grilik düzeyini) ifade eder

Elektronik dedektörün her bir pikselindeki x-ışını absorpsiyonu küçük bir voltaj oluşturur.

Her pikseldeki voltaj minimum ve maksimum bir değer arasında dalgalanabilen analog sinyali oluşturur. Dijital görüntü (analog-dijital dönüşüm : analog to digital conversion - ADC) prosesi ile ortaya çıkar.

ADC iki basamaklıdır. Örnekleme (sampling) ve değerlendirme (quantization).

Örnekleme, küçük bir aralıktaki voltaj değerlerinin tek bir değer olarak gruplandırılması ile yapılır.

Değerleme ise örneklenen her sinyale bir numara verilmesidir

Bir dijital görüntüleme sisteminde bulunması istenen özellikler

- 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.

Direkt veya yarı direkt olarak → dedektör
yardımıyla

indirekt olarak → var olan bir radyografin
taranması ile

İndirekt Dijital Görüntüleme :

Konvansiyonel yolla elde edilmiş olan film,
kamera veya scanner ile taranır,
dijitize edilir,

bilgisayar ekranında orijinal
radyografik görüntünün kopyası ortaya çıkar.

Direkt dijital sistemler; real time (gerçek zamanlı) solid state dedektörlerdir.

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).

CCD ve CMOS dedektörler silikon bazlı yarı iletkenlerdir ve görünür ışığa x ışınından daha hassas oldukları için yapılarında sintilatörler bulunur.

Bu sintilatörler yardımıyla x ışını fotonları görünür ışığa çevirildikten sonra elektrik şarjına dönüştürülür ve bilgisayarda anında dijital görüntü olarak karşımıza çıkar.

Günümüzde kullanılan sintilatör materyalleri

- thallium-doped cesium iodide (CsI:Tl),
- terbium-doped gadolinium oxysulphide ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$),
- europium-doped lutetium oxide transparent optical ceramic (TOC) ($\text{Lu}_2\text{O}_3:\text{Eu}^3$)

CCD teknolojisi ilk olarak 1960'larda geliştirilmiştir ve günümüzde teleskop, mikroskop, faks makinesi ve video kameraları gibi birçok aygıtta kullanılmaktadır.

Radyasyon uygulandığında silikon atomları arasındaki kovalent bağlar elektron boşluk çifti oluşturarak kırılır.

Oluşan elektron boşluk çifti sayısı bölgenin aldığı ışınlama dozuyla doğru orantılıdır. Daha sonra, elektronlar yük paketçikleri oluşturdukları cihazdaki en pozitif potansiyele doğru çekilirler. Her paketçik bir piksele eşdeğerdir.

İmajın okunması her bir sıra piksel yükünün sırayla transfer edilmesiyle olur. Bir şarj, sırasının sonuna geldiğinde bir "readout amplifikatör"e transfer edilir ve bilgisayarın içinde olan ya da bilgisayara bağlı bulunan analog dijital çeviriciye voltaj olarak geçirilir.

Her bir pikselden gelen voltajlar örneklenir ve bir gri seviyeyi temsil eden sayısal değer alır.

Silikon matriks ve bağlı elektronik parçalar kendilerini oral ortamdan korumak amacıyla plastik bir koruma içerisine alınmıştır.

Dedektörün bu elemanları sensörün asıl tabakasını oluşturduklarından sensörün aktif alanı total yüzey alanından daha küçüktür.

CMOS teknolojisi, merkez işlemci çipleri ve video kamera dedektörlerinin yapımında kullanılır.

Dizayn bütünlüğü, harcanan düşük güç, üretilebilirlik ve ucuz maliyet avantajları vardır.

Sensör içerisine analog dijital çevirici ve kontrol devresi direkt yerleştirilebilir.

Bu dedektörler silikon bazlı semikondüktörlerdir, fakat temelde piksel şarjlarının okunması bakımından CCD'lerden farklılık gösterirler.

Her bir piksel komşu pikselden izole edilmiş ve direkt olarak bir transistöre bağlanmıştır.

CCD'de olduğu gibi, piksel içerisinde elektron boşluk çifti, absorbe edilen enerji ile doğru orantılı olarak oluşturulur.

Bu yük transistöre küçük voltaj olarak transfer edilir.

Her bir transistördeki voltaj ayrı olarak değerlendirilir, okunur, saklanır ve dijital gri değer olarak gösterilir.

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

Işınlama öncesinde, PSP plakları önceki işınlamadan kalan hayalet görüntülerin eliminasyonu amacıyla yüksek yoğunluklu ışık ile doldurulur

Böylece, varolan artık görüntü kalıntıları silinir ve plak bir sonraki işınlama için hazır hale getirilir

En iyi kalitedeki görüntülerin elde edilmesi açısından fosfor plakların ilk on dakikayı geçirmeden taranması idealdir

Daha uzun süreler beklenmesi gerekiyorsa ve ilk on dakika içerisinde tarama olanağı yoksa plakların ışık sızdırmayan bir ortamda saklanması gerekir

Klinik kullanım esnasında
sensörlerin plastik bir koruyucu ile örtülmesi
enfeksiyon kontrolü açısından önemlidir

Dijital dental radyografinin sağladığı avantajlar

Dijital radyografinin, geleneksel radyografi ile karşılaştırıldığında ortaya çıkan bazı üstünlükleri vardır.

- Işınlama dozunun azaltılabilmesi
- Zaman kazancı
- Kimyasal banyo işlemlerine gerek duyulmaması
- Hastanın daha kolay bilgilendirilmesi
- Görüntülerin transfer edilebilmesi
- Görüntü üzerinde geliştirici işlemlerin uygulanabilmesi
- Çeşitli özel yazılımlar yardımıyla uygulanan tekniklerin kullanılabilmesidir

Sensör, filme oranla x-ışınlarına daha duyarlıdır.

E-grubu filme oranla x-ışını miktarını %50-90 azaltarak dijital görüntü elde etmek mümkündür.

Örneğin;

E-grubu film kullanarak 0.2 sn. ışınlama ile elde ettiğimiz görüntüyü, dijital yöntemle 0.05 sn.de elde edebiliriz.

Görüntü güçlendirici teknikler:

görüntülerde 360° döndürme,
renk dönüşümü, renklendirme,
negatif resim,

kabartma görüntü oluşturma,

çeşitli lineer ve anguler ölçümler ,

kontrast ve densite artırımları , histogram

ve gama ayarı , ters kontrast,

keskinleştirme ve pürüzsüzleştirme,

kabartma, zum ve magnifikasyon,

aynı ekranda birçok görüntünün yan yana
izlenebilmesi, karşılaştırılabilmesi,

görüntünün orijinal boyutunun 4 katına

kadar büyütülebilmesi mümkündür.

Dijital Subtraction (Çıkartma) Tekniđi

Radyografda arka planda görüntü kirliliği yaratan ve dikkati dağıtan detayları azaltarak veya ortadan kaldırarak, iki görüntü arasında var olan gerçek farkı ortaya çıkaran bir tekniktir.

İki dijital radyografin bir bilgisayar yazılımı yardımı ile üst üste konarak birbirinden çıkarılması sonucu elde edilen son görüntüde farklılıkları tanımlamak kolaylaşmaktadır.

Dental dijital radyografinin dezavantajları

- Yüksek maliyet,
- Sensörlerin enfeksiyon kontrolünün zorluğu,
- Sensörün pratik uygulama zorlukları,
- Bilgisayar kullanımı ile ilgili sıkıntılar,
- Görüntü güvenliğinin sağlanması,
- Çıktıların baskı kalitesinin yetersiz oluşu,
- Görüntü kalitesinin özellikle monitörle ilgili etkenlere bağımlı olması

İntraoral Dedektör/Sensör :

Hasta ağızına yerleştirilen ve görüntüyü toplayan küçük dedektördür.

Sensörler kablolu ve kablosuz olabilir.

Kablolu sensörler, oluşturulan sinyali kaydetmek üzere, bilgisayara fiber optik bir kablo ile bağlıdırlar.

Kablo uzunlukları genellikle 2-10 m. dir.

Dijital Dedektör Özellikleri

1)- Aktif alan (active area)

2)- Sinyal gürültü oranı (SNR oranı - signal to noise ratio)

3)- Kontrast rezolüsyonu - kontrast çözünürlüğü

4)- Uzaysal çözünürlük - spasiyal rezolüsyon

5)- Dedektör ışınlama aralığı

6)- Dedektör hassasiyeti

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.

Diş Hekimliği'nde kullanılan dijital dedektörlerde şu an için herhangi bir standart bulunmamaktadır

2- Sinyal gürültü oranı (SNR-Signal to noise ratio)

Gürültü (noise): görüntü yoğunluğundaki istenmeyen dalgalanmalar - sinyal gürültü oranı (signal to noise ratio-SNR) olarak ifade edilir.

İdeal bir görüntüleme sistemi rastgelen her bir x-ışını kuantumunu mükemmel bir lokalizasyon ve dozla kaydetmelidir. 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 içerir.

Görüntü detayının gözlenebilmesi aslen SNR'ye bağlıdır.

$$DQE = (S/N)_{\text{çıkan}}^2 / (S/N)_{\text{giren}}^2$$

DQE gözlemci performansını etkileyen en önemli endikatördür.

Bir sistemin modulasyon transfer fonksiyonu (modulation transfer function - MTF), onun objede var olan orijinal bilgiyi üretebilme yeteneğinin matematiksel ifadesidir.

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.

3- Kontrast çözünürlüğü

Görüntüdeki farklı yoğunlukların ayırt edilmesidir.

Kontrast rezolüsyonunu etkileyen faktörler

- 1- Dokunun özellikleri
- 2- Görüntü reseptör kapasitesi
- 3- Bilgisayarın özellikleri
- 4- Gözlemci performansı

Bit derinliği görüntüdeki olası gri seviyelerin sayısını kontrol eder.

Dijital dedektörler 8,10,12 ve 16 bitlik derinliklerde veri saklarlar.

Bit derinliği 2'nin kuvvetidir. 2^8 (256) ile 2^{16} (65536) farklı yoğunluğu kapsar.

Bilgisayar monitörleri sadece 8 bitlik gri skalayı gösterirler ($2^8= 256$).

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.

Yapılan bir çalışmada diş hekimlerinin bir sensörden bekledikleri en önemli özelliğın kontrast rezolüsyonu olduğu ifade edilmiştir.

4- Uzaysal çözünürlük

Birbirine yakın objelerin ayırt edilebilmesidir.

Dijital görüntüleme sistemleri için teorik rezolüsyon limiti piksel büyüklüğüdür. Piksel boyutu rezolüsyonu sınırlar.

Mevcut en yüksek rezolüsyonlu CCD dedektör 20 μ piksel boyutuna sahiptir.

İntraoral filmde gümüş halid grenlerinin boyutu ortalama 8 μ 'dur.

Çözünürlük, mm'deki çizgi çifti sayısı (lines per mm - lp/mm) olarak da ölçülebilir

Düzensiz 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.

Periapikal birçok filmin (E-grubu da dahil) rezolüsyonu ortalama 20 lp/mm.dir.

Direkt dijital sistemlerin çoğunun rezolüsyonu 7-20 lp/mm. arasındadır.

20 mikron piksel büyüklüğü için teorik olarak yaklaşık 25lp/mm rezolüsyon sağlanır.

Kontrast çözünürlüğünde olduğu gibi pratikteki gerçek uzaysal çözünürlük çok daha düşüktür.

Uzaysal ve kontrast rezolusyon monitorden etkilenir.

Monitorde genelde 256 gri tabaka var.

Dogru ayarlar

5-Dedektör ışınlama aralığı

Görüntü reseptörünün belli bir x ışını ekspoz aralığını kapsama yeterliliğidir

Intraoral görüntü reseptörlerinde aranan bir özellik gingivadan mineye kadar doku yoğunluklarının tüm aralıklarında kayıt alabilme yeteneğidir

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 ise daha geniş ışınlama aralığında görüntü almaya olanak sağlarlar.

6- Dedektör hassasiyeti

Dedektör 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.

Intraoral PSP sistemler F hızlı filme oranla %50 daha az ışınlama yapılmasına izin verirler.

TAVSIYELER

- ▣ Bireysel gereksinim
- ▣ Firma

ALTERNATIFLER



- ▣ Sadece film
- ▣ Hibrid yani film ve dijital birlikte
- ▣ Tamamen dijital ancak sadece görüntüleme
- ▣ Tamamen dijital ve klinik yönetim sistemi ile entegre

DONANIM

- ▣ Sensor TIPI (CCD, CMOS, PSP...)
- ▣ Sensor SAYISI
- ▣ Sensor SPESIFIKASYONU
- ▣ Sensor EBAD (0, 1, 2, 4)
- ▣ Sensor KALINLIK
- ▣ BILGISAYARA FIZIKSEL BAGLANTISI
(kablolu-kablosuz; kablo uzunlugu...)

Diger

- ▣ X-ray cihaz
- ▣ Aparatlar
- ▣ Bilgisayar
- ▣ Depolama
- ▣ Monitor
- ▣ Network

YAZILIM

- ▣ İmaj FORMATI
- ▣ Klinik entegrasyonu
- ▣ KOLAYLIK-HIZ VE ERGONOMI
- ▣ İnteroperabilite

ALIM SONRASI HIZMET

- ▣ Firma deneyimi - KAC YILDIR PIYASADA ?
- ▣ Garanti
- ▣ DONANIM BAKIM KONTRATI
- ▣ YAZILIM SERVIS VE GUNCELLEME KONTRATI
- ▣ ALMADAN ONCE TEKNİK DESTEĞİ ARAYARAK DENEME YAPIN

SATIN ALMADAN ONCE

- ▣ Bir cok sistemi dene
- ▣ Kendi ofisinde kullan
- ▣ Musteri hizmetlerini telefonla ara

SONUÇ

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 görüntülemeye kullanılan yazılımların diagnostik yeterliliğinin arttırılması ve enformasyon iletiminin geliştirilmesi olacaktır.