

BASIC PRINCIPLES IN DIGITAL RADIOGRAPHY

김문찬
삼성서울병원 영상의학과

..... 1. INTRODUCTION

1. digital radiography의 정의

전자과학의 발전으로 computer를 X-선 촬영 system에 도입한 것으로, 종래의 analog signal에 의한 X-선 촬영에 대해서, digital signal을 이용하는 방사선 촬영의 총칭이다.

2. conventional radiography에서 digital radiography로의 전환배경

① limitations of conventional radiography

* detector로서의 film의 한계성 :

short dynamic range ($< 1 : 500$)

small exposure latitude.

* display로서의 film의 한계성 : optical range와 contrast가 상대적으로 제한 되어있고 고정되어 있다.

* data 저장매체로서의 film의 한계성 : remote access와 simultaneous use가 제한되며, 비효율적이고 또한 분실의 위험이 크다.

② special characteristics of digital radiography

* digital electronic format의 고유능력 : 주파수처리를 비롯한 image data의 각종 영상처리와 window width와 level의 조절을 통한 digital gray scale의 표시가 가능하다.

* 장치의 호환성 : 영상획득, 출력 및 저장장치 등에서 system 특성에 알맞은 imaging chain의 선택 또는 호환이 가능하다.

㉔ PACS(picture archiving and communication system)환경구축

3. conventional radiography와 비교한 DR의 장점

* 이론적으로 적은 선량으로 진단가능한 영상을 제공함으로써 환자의 피폭선량을 감소시킬 수 있으며 또한 X-선관의 수명연장 효과를 얻을 수 있다.

* consistent image quality의 유지 가능 : optical film density in dependent of radiation exposure (촬영 조건의 관용도가 넓다)

* digital image processing으로 미세한 조직의 감약 차이를 강조할 수 있다.

* wide latitude의 이미지를 얻을 수 있다.

* 디지털화에 의한 영상의 보관 및 전달이 용이하다.

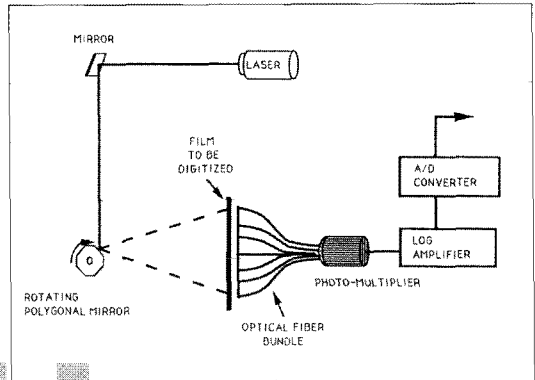
2. DIGITAL RADIOGRAPHY의 분류

1. film digitizer based DR

빛을 필름에 투과시켜 통과한 빛의 양을 측정하여 필름의 농도, 즉 조직의 농도를 산출하고 아날로그-디지털 변환기로 디지털화 하는 것으로서 이미 촬영된 필름을 디지털화하는 유일한 방법이다.

video camera, linear diode array camera, drum type의 microdensitometer, charge coupled device, 그리고

laser scanner를 이용하는 digitizer가 있으며 현재 사용되는 최상의 기법인 laser film scanner (digitizer)의 basic diagram은 다음과 같다.



laser film digitizer

laser film digitizer의 주요 특성을 살펴보면, $100\mu\text{m}^2$ 의 laser scanning pitch를 갖는 scanner의 공간해상능은 conventional radiographic film과 비슷한 수준인 약 5 lp/mm을 나타내며, 12 bit의 $210\mu\text{m}$ 의 pixel size를 갖는 system이 상용되고 있다.

또한 $14" \times 17"$ sized film의 scanning time은 약 4 - 6 sec가 소요되며 digitization의 optical range는 0 - 3.5 정도의 수준이다.

artifacts의 발생방지를 위하여 scan되는 film의 H-D curve에 부합되는 scanner의 선택이 필요하며, scanner의 nyquist frequency보다 높은 공간주파수가 film에 존재하면 low-frequency aliasing (ex, moire pattern)이 scanning방향의 수직면에서 나타날 수가 있다.

또한 light detector의 time respons가 빠르지 못하면 scanning 방향에서 film image의 high-frequency 성분이 분실될 수 있다.

시스템적으로 테이타빔 강도의 불안정에 기인한 non-uniformity, fiber optic light coupling에 의한 inhomogenities가 발생할 수 있으며, scanned film에서

의 양자 노이즈와 전자적 노이즈가 발생할 수 있다. 그리고 digitization process에서 기인되는 노이즈의 증가도 일어난다.

상용화 되고 있는 시스템으로는 Dupont사의 FD-2000, Lumisys사의 Lumiscan -200, Vidar사의 Vidar VXR-12 등이 있다.

2. storage phosphor based DR

종래의 film-screen radiography 대신에 휘진성 형광체 (europium - activated barium fluoro-halide, BaFX : Eu X=Br, Cl, I)인 영상판(image plate)를 사용하며, 영상판에 축적된 X-선 신호를 레이저 빔으로 조사하여 빛의 신호를 얻어, 이 빛을 광증배관(photo-multiplier)이 받아 증폭된 전기신호로 변환시키고, 이 아날로그 신호를 A/D converter가 디지털 신호로 변환시켜 영상처리 과정을 거쳐 image를 얻는 것으로 film-screen system이나 image intensifier system 보다 dynamic range가 훨씬 넓은 장점이 있다.

3. image intensifier based DR

일명 digital fluoroscopic system이라고 하며, cone beam의 X-선이 인체를 투과하여 감약된 X-선을 image intensifier로서 detection 하는데, image intensifier로부터 디지털 신호를 얻는데는 두가지 방법이 있다. 아날로그 TV camera (vidicon 또는 plumbicon tube)의 video signal을 A/D converter를 이용하여 디지털화 시키는 방법과, CCD (charge coupled device)를 사용하는 디지털 TV camera를 이용하는 방법으로서 이는 빛의 밝기에 따라 전기량이 변하는 성질을 이용하는 것이다.

이 과정을 거친 디지털 이미지를 CRT monitor로 보

거나 (soft display) video imager나 laser imager를 이용하여 hardcopy를 얻으며 optical disk 등의 데이터 보조 기억장치에 보관한다.

1024 또는 2084 matrix로서 10 bit 또는 12 bit의 디지털 데이터를 얻을수 있으며 주로 투시조영이나 혈관 조영검사에 주로 이용된다.

4. scanned projection radiography

pencil beam 또는 single-line 이나 multi-line fan beam을 사용하며 computed tomography system이 대표된다. pencil beam은 scatter radiation이 적으나 tube 의 부하가 크므로 거의 사용되지 않고 있다.

3. COMPONENTS OF DR SYSTEM

digital imaging system은 X-선을 투과시키는 방법에 따라 분류되는 system geometry, 투과된 X-선을 포획하는 detection system, ADC 또는 DAC과정, 영상처리 과정, 그리고 영상 출력과정으로 구분할 수 있다.

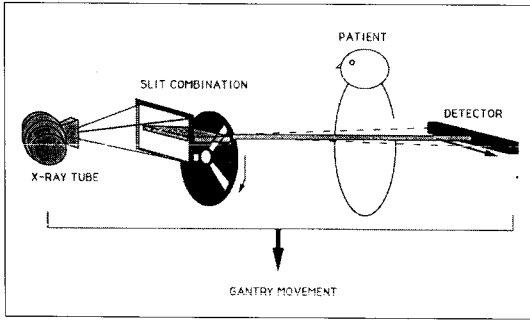
영상처리나 영상출력 system은 모든 digital system에 공통적인 특성을 갖지만, system geometry, detection system은 각 digital system 마다 서로 다른 특성이 있다.

1. 영상획득 (image acquisition)

영상획득 장치는 detection system으로 대표되며, detection system은 shape에 따라 spot-shaped detector와 slit-shaped detector 그리고 area detector로 분류된다.

1) Spot-beam scanner

일명 pencil beam scanner라고도 하며 point radiation source를 이용하며 large crystal detector를 사용한



spot scanner

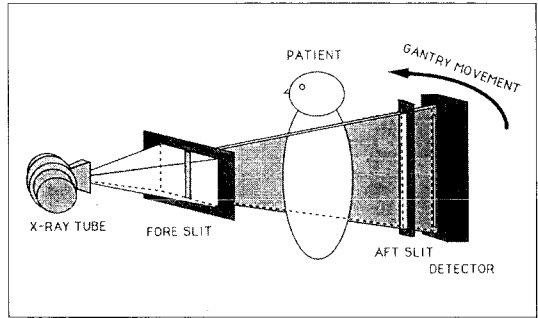
다. scatter ratio가 적고(=scatter rejection이 좋다) radiation detection efficiency가 우수하며, 반면에 영상 획득 시간이 상대적으로 길고, X-ray tube의 부하가 큰 단점이 있다. 대표적인 시스템으로는 AS & E사의 microdose system이 있다.

2) slit-beam scanner

일명 fan beam scanner라고도 하며 collimated fan beam을 이용한다. 대표적인 시스템으로는 picker사의 digital chest와 xonics사의 DR-2000 system이 있다.

3) Area scanner (area detector)

영상판(image plate)로서 대표되는 storage phosphor와 image intensifier system이 있으며, 영상획득 시간이 짧고 해상력이 우수하나, scatter ratio가 많은 단점이 있다.



slit scanner

아래 표는 대표적인 detection system을 비교한 도표이다.

2. 영상처리 (image processing)

최종 image의 특성을 결정하는 processing 과정은 감상으로부터 시그널을 얻어내고 디지털 데이터로 변환시키는 동안에 일어나는 과정으로서 데이터의 획득과정 또는 획득 후 즉시 진행되는 pre-processing procedure (전처리과정)과 획득한 데이터를 이미지로서 보기에 좋은 모습으로 변환시키는 post-processing procedure (후처리과정)으로 구분할 수 있다. 그 밖에 이미지 데이터로부터 혈류속도 및 면적이나 체적의 측정 등의 생리학적인 정보를 얻는 information extraction 이나 image analysis가 있다.

type	shape	dynamic range	QDE(%)	spatial resolution(lp/mm)	scatter ratio(%)	acquisition time(sec)
storage phosphor	area	2^{12} (5000-10000)	30 - 50	2.5 - 5.0	50	< 0.02
I-I	area	2^{16}	30 - 50	2.5 - 5.0	50	< 0.02
diode array	slot	2^{12}	30 - 50	2.5 - 10	3 - 30	1 - 5
crystal	spot	2^{12}	> 90	1 - 2	1 - 2	5 - 16

1) Pre-processing procedure

영상의 전처리과정은 데이터의 정확성을 높이는데 있다. digital fluoroscopy system에서는 영상시스템의 현회효과와 산란선으로부터의 영상보정과 TV시스템에서 발생하는 기하학적 왜곡의 교정이 있으며, CR system에서는 잠상으로부터 빛 시그널을 추출하는 동안 전자적 gain이나 히스토그램 변화의 조절로서 획득한 데이터의 넓은 범위를 시스템이 gray scale에 맞추어 display할 수 있게 한다.

CR system의 전처리과정은 크게 ① storage phosphor와 X-선 사이의 상호작용에서 일어나는 잠상의 획득단계, ② 256×256 matrix를 사용하여 시스템의 감도 조절을 위해 low energy의 electronic pre-scan 단계를 있다. 이는 검사의 종류, image projection, 진단 목적에 따라 정해진 matrix범위 안에서 최대와 최소 시그널의 히스토그램을 만드는 과정과 storage phosphor cassette 위에 놓는 lead marker에 의한 artificial influence를 줄이기 위한 sensitivity threshold setting 과정, pre-amplifier와 photo multiplier chain의 gain setting과정, 그리고 적절한 signal transfer를 위해 행해진다. ③ 또한 데이터의 디지털화를 위하여 행해지는 final laser scanning단계를 있다.

2) post-processing procedure

① 히스토그램 평균화 (histogram equalization)

원래 데이터의 강도분포 히스토그램은 종모양의 gaussian 분포를 나타내는데 이를 시스템의 전부분에 걸치는 dynamic range로 분포시킨 후(이를 histogram transformation이라 한다) 균일한 강도분포로 변환시켜 모든 시각농도의 frequency를 동일하게 만드는 것이다. 이 과정에서 대부분의 pixel을 포함하고 있는 부위의 강도분포 범위는 넓어지며 대조도는 증가하게 되는 반면, 적은 양의 pixel을 포함하고 있는 부위의 강도분포 범위

는 좁아지게 되며 대조도가 감소하게 된다.

② image filtering

영상데이터는 각 pixel의 복합체로나 공간주파수의 복합체로 생각할 수 있다.

filtering algorithm은 pixel에 작용하는 공간영역의 filtering (spatial filtering)과 주파수 영역의 filtering (frequency filtering)으로 구별된다. frequency filtering은 고주파수 성분 (예를 들면, bone)은 여과시키고 저주파수 성분 (예를 들면 muscle, fat)을 통과 시키는데서 연유하여 일명 low-pass (frequency) filtering이라고 한다. 다시 설명하면 고주파수에 해당하는 작은 구조물의 해상능을 크게 억제시키고 저주파수에 해당하는 큰 구조물에는 영향을 주지 않게 하여 노이즈를 줄이는 효과를 얻는다. 이 방법은 다음에 설명하는 spatial filtering과 거의 같은 효과를 얻지만 실행 속도가 빠른 편이다.

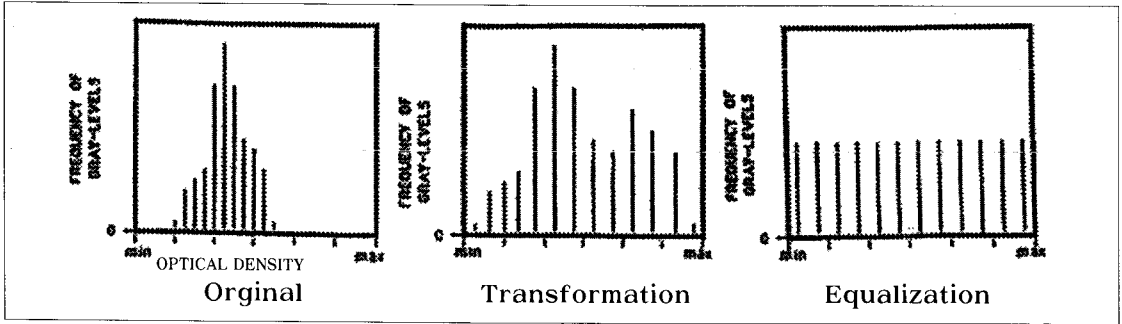
spatial filtering은 평균값 (average) 또는 중간값 (median)의 kernel (화소강도)를 이용한다.

neighborhood average filtering은 크기가 작고 고대조도를 갖는 edge부분의 filtering에 주로 사용되는데, 각 pixel강도를 원래 pixel값의 바로 옆에 인접해 있는 pixel들의 값의 가중평균으로 대체시키는데, 다음 그림과 같이 3×3 pixel로 구성된 kernel을 예로 들어 설명한다.

kernel을, 각 pixel에 인접한 8개의 pixel을 더하고 pixel의 총수로 나누는 것으로 정의하여 대체시키면 노이즈가 감소된 blurred data를 얻는다. neighborhood median filtering은 중간값의 kernel을 취하는데, 노이즈가 극심한 경우나 average filtering이 효과가 없는 경우에 사용한다.

③ image enhancement

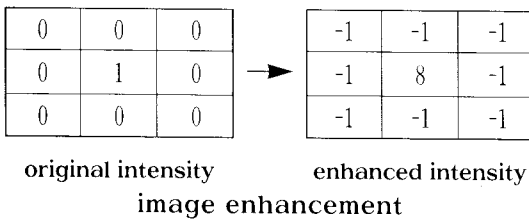
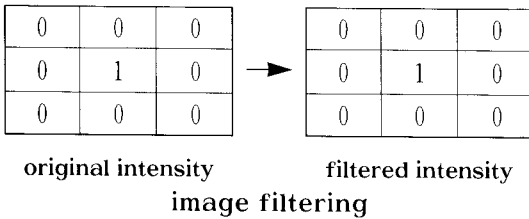
중등 대조도의 작은 구조물의 해상능을 증가시키기 위해 사용되며 image filtering과 동일한 개념으로 설명할 수 있다. 저주파수 성분은 포획하고 고주파수 성분



은 강조하여 통과시키는 high-pass filtering과 다음에 설명하는 spatial filtering이 있다.

마찬가지로 3×3 pixel로 구성된 kernel에서 설명하기로 한다.

kernel을 각 pixel에 8을 곱한 후 인접한 8 pixel의 평균을 뺀것으로 정의하면, 주위의 pixel 값과 차이가 나는 부위는 더욱 강조되는 효과를 얻는다.



④ 비선형 마스크 처리법 (unsharp mask subtraction)

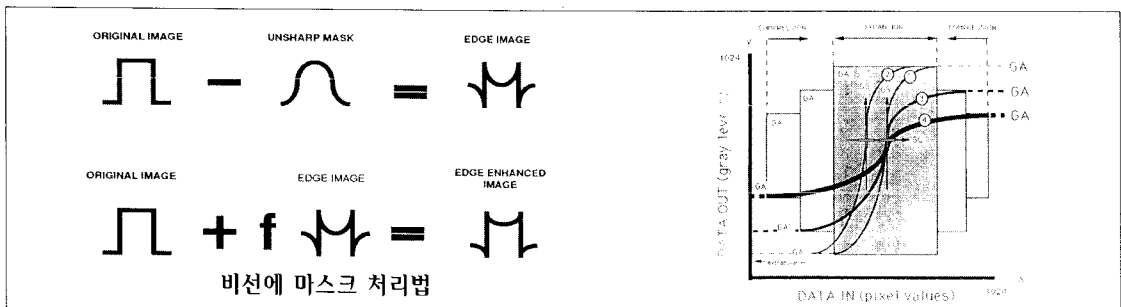
원래의 영상을 subtraction하여 unsharp mask를 얻은 후, 이를 원래 영상에서 빼면 edge 영상을 얻을 수 있다. 여기에 강조계수를 부여하여 원래 영상을 더해 주면 증강된 영상을 얻을 수 있다. 그러나 비선형 마스크 처리는 노이즈를 증가 시키며 고강도부위와 저강도부위 사이에 왜곡에 의한 artifact를 유발 시킬 수 있다.

⑤ 계조곡선 처리 (gradation procedure)

주어진 영상신호를 각종 진단목적에 적절한 사진농도로 조절하는 것으로서, 대조도 증강을 의미한다. CR시스템에서의 계조처리는 image reader에서 디지털화된 신호(=image process로 가는 입력 영상신호)QL을 비선형 곡선에서 image processor의 출력영상신호 QV로 변환시키는 것이다. (QV = f(QL))

⑥ Subtraction처리

⑦ 시간 감산법 (temporal subtraction)



조영전의 이미지와 조영후의 이미지의 감산 이미지를 만들어 bone이나 중복된 장기의 음영을 제거하고 진단에 필요한 이미지만을 얻는 기법이다.

㉠ 에너지 감산법 (energy subtraction)

X-선의 선질에 의한 인체구성 물질의 흡수특성의 차이를 이용하여 다른 선질의 이미지를 만들고, 그 이미지들 사이에서 감산상을 만들어 진단에 필요한 연부성분 또는 골성분을 얻어내는 기법이다.

3) 디지털 영상처리의 한계성

디지털 이미지의 전처리 및 후처리과정의 특성으로 필름이미지가 갖는 속박요소들을 제거시킬 수 있으며 각 이미지 특성을 적절화 시킬수 있지만 이들 역시 자체의 한계를 갖고 있으며, raw data의 입력을 필요로 하는 절대선량의 측정이나 강도계산이 필요한 측정은 불가능하다.

3. 영상출력 (image display)

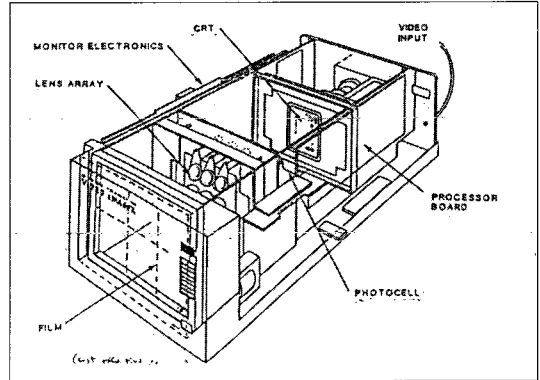
넓은 의미의 영상출력이란 전기신호 등의 불가시신호 (invisible signal)로 가시화 하는 것이며, video imager나 laser imager를 이용하여 silver halide film으로 출력해 내는 hard copy system과 cathode ray tube monitor에 이미지를 display하는 soft display으로 구분한다.

1) hardcopy

㉠ video imaging hard copy(video imager)

좋은 영상을 나타내기 위해서는 접속장치의 신호 형태와 imaging camera의 노광 제어 방법, 광학계에 탑재된 CRT monitor 성능이나 사용되는 film의 성능에 좌우된다.

㉠ 구조



Structure of video imager

close loop brightness feedback circuit : 일정한 노출 농도를 자동적으로 유지하는 시스템으로서 photocell이 CRT로부터 나오는 빛을 측정하여 전압 level로 전환시키며, microprocessor가 이 전압 level을 photo cell의 출력전압 level이 기준전압 level과 일치하도록 monitor의 휘도를 조절한 후 CRT에 이미지가 display 되고 lens array를 통해 필름에 exposure시킨다.

㉠ video camera의 CRT형광체

종전에는 ZnS : Ag의 P-4형광체가 주로 사용되었으나 고화질의 P-45형광체가 orthochromatic film과 같이 사용되고 있다. 주로 raster scan방식으로 CRT에 영상을 display시킨다.

형광체	조성	구성	발광색	피크
P - 4	Zns : Ag, (Zn.cd)s : Ag	혼합	White	450 nm, 560 nm
P - 45	(Y.Gd)O:S : Tb	단일결정	White	400-700 nm

그러나 더욱 개선된 P-104 형광체가 개발되어 사용된다는 보고도 있다.

㉞ CRT의 온도 drift에 의한 휘도저하

CRT는 전원투입 후 부터 서서히 휘도가 변화하게 되는데 이는 CRT의 전원 및 제어계 등의 성능이 시간 경과와 함께 온도상승의 영향으로 변화되어 휘도의 변화를 생기게 하기 때문이다.

이것은 CRT의 온도 drift라 하며, 어느정도 시간이 경과하면 안정이 된다. 안정되기 전에 촬영한 사진은 필름간의 density격차가 크므로 적어도 전원투입 후 30분 경과 후 exposure를 시행해야 한다.

㉟ CRT의 노광제어 방식

- * timer 방식
- * EE 방식

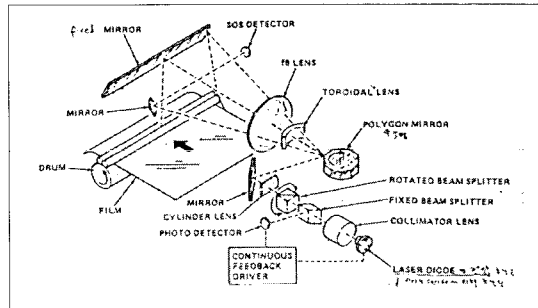
㊱ interface to imaging modality

- * video imager는 출력이 video signal을 갖는 modality와 interface된다.
- * 근래에는 1024×1024×10 bit의 video imager가 사용되고 있으며, laser imager의 공간해상력과 비슷한 수준을 갖는 4000×5000×10 bit의 'flying spot' video imager가 개발되어 사용되고 있다.

㊲ Laser imager

- * video imager 보다 higher light intensity와 laser beam의 narrow spectral band width로 인해 시각적 왜곡이 적고, 고대조도, 고해상력의 이미지를 제공한다.
- * laser imager는 digital data를 직접 scanning하는 방식과 아날로그 시그널로 reconvert하여 mirror scanning하는 방식으로 구분된다. 일반적으로 이용되는 laser beam의 초점크기는 85 -120 μ m이다.

㉟ 구조



㉞ 종류

- * He-Ne laser : 633 nm의 발광파장을 가지며 적색에 sensitive하다.
- * solid state diode laser : 780-820 nm의 발광파장을 가지며 자외선 (infrared)에 sensitive하다.

㉟ laser film 및 safe light

발광영역이 적색까지 확장된 panchromatic film을 사용해야 하며 laser film sensitivity가 laser beam의 파장에 맞는 것을 선택하여야 하며, 대부분의 single emulsion laser film은 약 3.0의 Dmax를 가지며, green filter의 safe light를 사용해야 한다.

㉞ interface to imaging modality digital 및 video interface가 가능하다.

㉟ artifacts

- * bending or contouring : slight errors in scan line positioning
- * moire pattern : scan line 간격과 공간주파수 사이의 간접현상
- * raster-line pattern

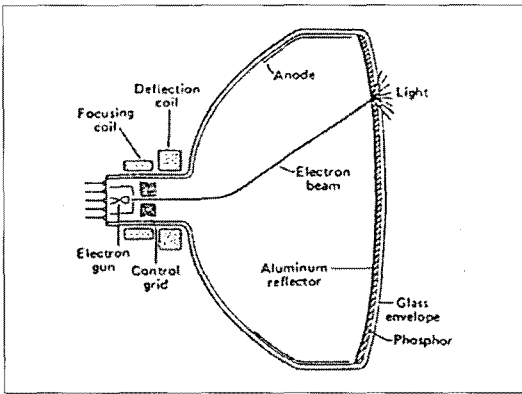
2) soft display

비교적 긴 시간을 필요로 하는 hardcopy에 비해 soft display는 속도가 빠르며 전자빔을 이용하는데서 연유하여 electronic display 또는 CRT display라고 한다.

① CRT의 구조 및 원리

* 구조

- glass envelope
- electron gun
- external coils fig
- control grid
- anode assembly



* 원리

전자총에 의해 만들어진 가는빔의 강도가 control grid에 의해 조절된 후 external coil에 의해 출력형광 스크린의 형광면에 focusing 되어 형광체와 전자의 상호작용에 의해 빛으로 발광이 되어 영상이 표시된다.

② CRT에 영상을 display시키는 방식

- * raster 주사방식 : color TV와 같은 방식이며 화면내를 약 1/30 sec에 순차주사하고 그 사이에 휘도 변조를 하여 영상을 만드는 방법이다.
- * vector 주사방식 : computer graphic의 도형을 선으로 표시하고 그 선의 순서에 따라 전자빔을 움직이는 방식이다.

③ CRT의 phosphor

phosphor는 linear crystal로 구성되어 있으며 측면 확산을 줄이기 위해 glass envelope에 수직으로 정렬되어 있다. 또한 전자빔은 투과를 시키고 빛을 반사 시키기

위해 얇은 알루미늄층으로 뒷부분을 막아두고 있다. 일반적으로 5 - 10 micro particle의 deposit를 포함 하는데 이는 이론적으로 40 lp/mm의 매우 높은 공간 해상력을 나타내지만 실제로는 훨씬 낮은 해상력을 나타낸다.

digital radiography의 CRT에 사용되는 주사선수는 적어도 1049 또는 그 이상이 필요하다.

4. 영상저장 (image archive)

① hard magnetic disk

플래터라는 알루미늄 합금위에 자기물질을 입힌 것으로서 access time이 30 msec 이하로서 빠르며, 초당 2.5 MB 정도의 빠른 데이터 전송속도를 가진다. storage capacity는 약 500MB에서 1GB 정도로서 단기간 저장에 적합하나 backup system과 접속하여 장기간 저장도 가능하며, 많은 양의 데이터 보관을 위해 몇개의 disk를 쌓아두는 winchester disks drive system도 있다.

② Magnetic tape

경제적이나 보존수명이 짧으며, access time이 길다. tape의 한쪽면에 iron oxide가 도포되어 있으며 base물질로는 폴리에스테르가 사용된다. tape의 base부분의 왜곡을 방지하기 위해 습도와 온도의 적정 유지가 필요하며 tape와 recoding head 사이의 기계적인 접촉에 의한 tape의 마모로 인해 데이터의 정확도가 저하될 수 있다.

③ Optical disk

- * 구조 : Te(텔루르) 합금된 표면에 직경 1 micron solid laser burn holes이 있다.
- * 보존기간이 약 10년 정도로 장기저장 매체로서 storage capacity는 약 650 MB - 2.6 GB이며 access time은 약 300 msec이며 데이터 전송속도는 300 KB/sec로서 늦은 편이나 data corruption에 대한 방어가 확실하며 100개의 disk를 arrange 할 수 있는 optical juke box가 있으며 WORM

type와 WORM type이 있다.

④ DAT (digital audio tape)

8 mm 또는 4 mm 크기의 소형으로 access time이 늦으며 data corruption의 위험은 많은 편이나 1.3 GB 정도의 storage capacity를 갖는 저렴한 저장매체이다.

※ data compression

data를 compression하는 가장 간단한 방법은 picture element를 크게 만들면서 그 수를 줄이는 것이지만, 이 방법은 image의 quality를 저하시키므로 사용되지 않고, 사용하는 algorithm면에서 볼때 몇가지 방법중 huffman coding과 predicative coding이 사용된다.

* 무손실압축(reversible compression) : 보통 2:1 및 3:1의 비율로 데이터의 손실 없이 압축할 수 있으며, 이 기법은 경계 부위와의 숫자적 차이를 나타냄으로서 pixel들의 값을 구별하기 위한 encoding algorithm이 필요하며, huffman encoding을 주로 이용한다.

* 손실압축(irreversible compression) : 주로 10:1에서 30:1정도의 압축비를 사용하고 있으나 폐의 미세한 실질조직 부위의 고주파수 공간정보의 손실이 있을 수 있다.

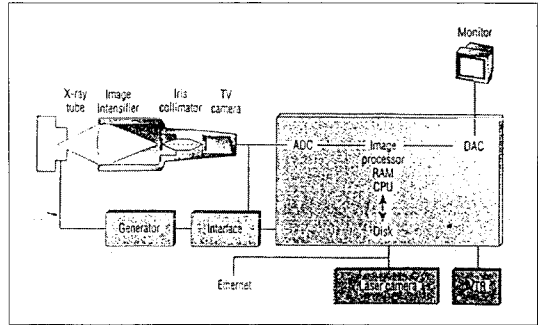
4. IMAGE INTENSIFIER BASED DR

1. digital fluoroscopic system

digital R&F system은 digital imaging computer와 함께

- ① X-ray generator와 tube
- ② I - I와 TV camera를 포함하는 video chain
- ③ image processor로 구분할 수 있다.

기본적인 diagram은 다음과 같이 나타낼수 있다.



1) X-선 발생장치 (X-ray generator)

연속 X-선 조사가 가능하여야 하며 조사중 관전류와 관전압의 변화가 없어야 한다.

- * general specification : computer controlled 100 KW generator, 1000 mA at 100 kV or 800 mA at 125 kV
- * type : high frequency convertor type
- * minimum pulse time (switching time) : 0.1 msecwith thyristor timer

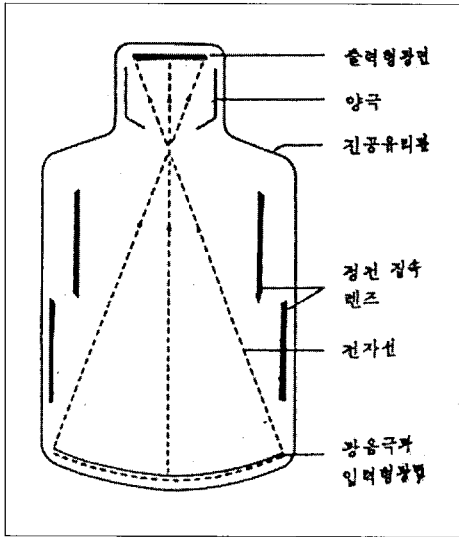
2) X-ray tube

- * 최대 축열량이 많으며, off - focal radiation이 적어야 하며, 미세초점 X-선관이 필요하다.
- * focal spot size : small 0.3 mm, large 1.1 mm 정도가 사용된다.
- * anode heat capacity : 1 - 2 MHU
- * continuous heat dissipation : 500 - 1000 W
- * cooling method : oil 또는 water - cooling

3) Image Intensifier

- * 구조
입력형광면과 광음극
정전집속 렌즈

가속 양극
출력형광면 II 구조



- * 기능 : 입사된 X-선 광자를 흡수량에 비례하여 빛을 TV camera로 보낸다
- * 입력형광체의 재질 : titanium
- * 입력형광면의 형광체 : 종전의 system에는 ZnCdS : Ag가 사용 되었으나 현재는 주로 CsI crystal이 사용된다.
- * 출력형광면의 형광체 : ZnCds : Ag
- * contrast ratio 10% value는 35 : 1정도이다.
(at 10 mm:20 : 1)
- * QDE : 50 - 65 %
- * 광음극 (photocathode) : 광전자 방출 금속인 antimony와 cesium의 복합체이며, 입력형광면으로부터 빛을 받으면 형광면의 밝기에 비례하는 광전자를 방출하는 역할을 한다.
- * 주로 3 또는 4 - field 의 I-I 시스템이 사용되며, 12 inch image intensifier의 입력 형광면의 직경은 공칭 30 cm이며, 출력형광면의 직경은 공칭 24.5 mm에서 60 mm정도로 대형화되는 추세이다.

* digital radiography system 에서는 14 - 16 inch의 큰 I-I가 도입되고 있는데 이는 큰 field of view의 image를 얻을수 있으며, 또한 흉부나 복부 전체를 나타낼 수 있는 장점이 있다.

그러나 I-I의 입력면이 커지면 pixel / mm수가 적어지고, 공간분해능이 저하되므로 image가 거칠어진다. 이에 따른 보상적인 방법으로는 memory의 matrix size를 증가시키거나, CRT의 주사선수를 증가시켜 공간분해능을 향상시킬 수 있다.

현재의 기술수준으로 2 K imaging system을 채택하고 16 inch I - I를 사용하는 시스템에서는 5 - 6.5 lp / mm 수준의 고해상력의 영상을 얻을수 있다.

* 현회효과 (veiling glare)

영상증배관의 출력형광면에서 발생하는 빛의 확산과 굴절현상을 말하며, 조사야가 클수록 현회효과와 발생이 높아지며, 산란 X-선의 영향과 유사하며 contrast를 저하시키는 요인이다.

또한 X-선 광자량과는 관계가 없다. 수학적인 deconvolution algorithm과 aft - slit collimation에 의해 보정이 가능하다.

4) optical lens system

* I - I로 부터 TV camera에 도달하는 빛의 양을 조절하는 것으로 optical lens와 electronic shutter를 복합적으로 이용하고 있다.

* primary lens : 200 mm.f / 1.5

* secondary lens : 50 mm.f / 0.65

* optical iris : high speed auto iris

5) TV camera

* 기능 : I - I의 출력형광면으로부터의 빛을 전기적 비디오신호로 변환시킨다.

* camera technology: 크게 두가지로 구분되는데

pick-up tube와 charge coupled device sensors이다.

* TV scan line : 대부분의 시스템에서 525와 1049 line (60 HZ) 선택이 가능하며, 최근의 시스템에서는 2100 line을 채택한다.

* dynamic range : 1000 : 1

* bandwidth : 5 - 25 MHz(-3 / +1 dB)

high bandwidth를 채택하여 수평해상력을 수직해상력의 수준으로 향상 시킬수있는 반면 노이즈가 증가된다.

① CCDs (charge coupled device)

* 구조 :

* 원리 : 하나의 regular array에는 여러개의 photodiodes가 있다. vertical CCDs가 vertical lens의 photodiode사이에 전하를 전달시키면 CCD표면에 가시화된 이미지는 빛의 양에 비례하는 전하량으로 바뀌어져 각 photodiode에 저장되고 다음의 vertical CCD에 전달된다.

photodiodes에 저장된 전하량은 one scan line에 해당되는 signal 전하량이 horizontal CCD에 전달된후, signal detector section에 전달된다.

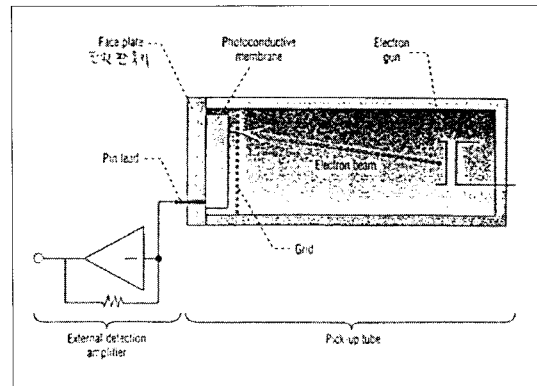
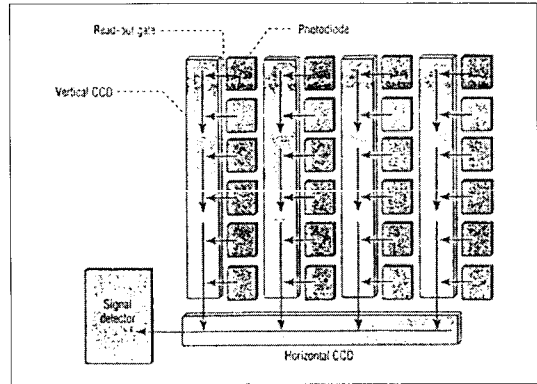
이 과정이 모든 scan lines에 걸쳐 수행되면 한 이미지에 해당되는 비디오 시그날의 변환은 끝난다.

* CCD의 특징 : improved spatial resolution, less blurring, fewer artifacts, improved SNR, higher noise than equivalent resolution pick-up tube, long life time

② Pick-up tube (촬상관)

* 구조

* 원리 : 광전막 (photo conductive membrane)의 모든 표면을 scan할 수 있는 간격으로 전자총에서 전자빔이 방출되면, scan된 광전막에 균등한 전하(electric charges)가 저장되고, 왼쪽으로부터 optical images가 가



시화 된다. 받은 빛의 양에 비례하여 광전막은 전기적 시그날을 방전시킨다.

다음의 광전막을 scan하면 다시 하전 되며, 하나의 완전한 이미지의 비디오 시그날을 만들기 위해 저장된 전하수는 external detection amplifier에서 감지되어 증폭된다.

* 종류 : DR system에 많이 사용되는 TV촬상관 (pick-up tube)은 저지극을 lead monoxide의 광전도 물질을 사용하는 plumbicon tube이며 이는 종래의 orthicon이나 vidicon camera 보다 지상현상이 적으며 대조도 감소효과가 적다.

또한 diode gun saticon tube를 채택한 시스템도 있다.

* SNR of 1 - 2 sized plumbicon : 800 : 1 (51 dB) 또는 1000 : 1 new system에서는 1400 : 1

(63 dB)-6000 : 1 (76 dB)을 채택

③ Pick-up tube와 CCD의 비교

㉠ modulating factor (변조계수)

CCD는 effective opening이 작고 pixel independent하므로 high-frequency areas에서 modulation factor의 감소가 상대적으로 적다. 그러나 pick-up tube에서는 modulation factor가 beam current의 모양에 따라 결정되며 gaussian 분포의 모양에서는 high-frequency areas에서 변조계수가 저하된다. 또한 이미지의 주변부나 스크린의 밝은 부위에서는 beam current의 모양이 크게 되므로 변조계수가 저하되기 쉽다.

그러나 CCDs는 image의 주변부를 포함한 모든 부위와 밝은 부위에서 선예한 이미지를 제공해 준다.

㉡ high brightness

direct X-선과 인체의 edge부위가 image field로 될 경우나 lung부위에 catheter procedure가 시행될 경우 high-brightness area에 인접한 부위의 fluoroscopy에서 어려움이 발생하는데 이는 pick-up tube에서는 불충분한 beam current나 flare에 의해 야기되는 halation에 의해 원하는 visualization이 어렵다. 그러나 CCDs는 과도한 양의 빛이 들어오면 signal을 줄일수 있고 (clip) 또한 independent pixel을 갖기 때문에 flare를 차단하여 high-brightness area의 주변 부위를 잘 볼수 있게 한다.

또한 CCD는 high-brightness areas에서의 burning 현상을 방지해줌으로써 안정된 이미지를 유지해 주며 dynamic range를 넓혀 주고 있다.

㉢ persistence (잔상)

persistence는 입사광선의 변화에 대해 출력 시그널의 반응이 늦음으로 인해 생기며 움직이는 물체의 imaging에서 sharpness의 손실로 나타난다.

pick-up tube는 single short pulse를 사용하므로 single image를 제공하는 single-film radiographic system에 적합하다.

persistence현상은 단순히 sharpness의 손실뿐만 아니라 image quality에 역효과를 제공하게 된다. 이는 persistence와 연관되어 sensitivity와 gamma characteristics의 변화가 발생되어 image quality의 심각한 저하 원인이 되기 때문이다.

그러나 이런 일시적인 현상 (persistence)은 bias light의 사용으로 줄일 수 있지만 이는 non-linear 하며 완전히 제거할 수는 없다.

CCD는 persistence현상이 발생하지 않아 이런 image quality 저하요소가 없어진다.

㉣ signal to noise ratio (SNR)

X-ray TV image에서의 noise : X-ray quantum noise와 TV camera 자체에서 발생하는 노이즈가 있다. CCD와 pick-up tube에서 발생하는 노이즈는 근원이 다르지만 두가지 device에 발생하는 노이즈는 비디오 대역 (band width)에 좌우된다.

CCD camera의 노이즈는 대역의 1/2 승에 비례하고, pick-up tube camera의 노이즈는 대역의 3/2 승에 비례 하므로 비디오 대역이 넓을수록 CCD의 노이즈는 상대적으로 작아지며, 초당 30 frame 정도의 고해상력 study에서는 CCD가 우수하다는 것을 알수있다.

㉤ shading & image distortion

shading이란 촬상관의 주변 부위가 dark해지는 것으로서 pick-up tube의 전자장이 중앙부위 보다 주변부위 에서는 균일하지 못하기 때문에 발생된다. pick-up tube에서는 scan area가 크므로 shading에 의한 image의 왜곡현상이 심하지만, CCD는charge transfer rate가 높을 뿐만아니라 pixel이 고정된 위치에 있으므로 shading 및

image 왜곡현상이 발생하지 않으므로 TV모니터 주변부의 image quality 저하가 일어나지 않는다.

- ㉔ 진동 (vibration) 및 외부자장에 의한 image quality의 영향 pick-up tube의 net electrode는 외부 진동에 민감하다.

cine camera의 작동에 의해 발생될 수 있는 constant frequency의 external vibration은 pick-up tube의 net electrode에 영향을 미쳐 스크린에 striped artifacts를 발생 시킬 수 있다.

또한 high gain을 필요로 하는 angiography에서는 더욱 심해지며 또한 pick-up tube는 강한 외부자장의 영향으로 image quality에 영향을 받는다. 일반적으로 CCD의 gain 회로는 작으므로 pick-up tube 보다 노이즈에 덜 민감하며 CCD는 진동이나 외부자장에 영향을 받지 않는다.

※지상현상 (lag)

투시중 camera를 빨리 이동시키면 영상이 끌려 다니는 듯한 화면을 볼수 있는데 이는 pick-up tube의 저지극에서 영상이 형성되고 지워지는 과정에서 중복이 생기기 때문인데 한 화면의 scan이 끝나기 전에 다음 영상이 입사하여 scan 될때 생기는 잔상에 의한 것이다.

- ④ TV scanning mode
- ㉑ interlaced scan mode (비월주사)
 - 위에서 부터 차례로 주사하지 않고 total scan line을 두 그룹으로 나누어 화면의 반은 홀수선, 나머지 반은 짝수선으로 주사하는 방법으로 이는 nominal frame rate를 효과적으로 double시키는 장점이 있는 반면, 수직 방향의 공간분해능이 감소 되며 motion artifact의 유발 가능성이 많다.
- ㉒ progressive scan mode (순차주사)
 - non-interlaced scan mode로서 처음부터 순차적으로

로 주사하는 방법이다. 이 방법은 연속적 주사 동안 화면 사이의 저지극의 잔재 영상을 지우는 시간이 필요하므로 frame rate가 비월주사보다 느린 단점이 있다.

- ㉓ slow scan mode (저속주사)
 - matrix size가 큰 시스템에서 이용되고 있으며 high bandwidth에서 증가하는 전자적 노이즈가 줄어드는 장점이 있다.

6) image processor (digital imaging system)

- AD conversion
 - 10 bit 또는 12 bit / pixel
 - 20 - 30 MHZ (30 mega samples per second)
- digital processing : 5 × 5 kernel 또는 9 × 9 kernel
 - fiber optic local area network to PACS : 100 Mbps
 - image acquisition matrix & maximum frame speed
 - 512 × 512 pixels : 30 frames / sec
 - 1024 × 1024 pixels : 7.5 frames / sec
 - 2048 × 2048 pixels : 4 frames / sec
 - * image display matrix (= image formats)
 - 512 × 512 pixels
 - 512 × 1024 pixels
 - 1024 × 1280 pixels
 - 1280 × 1024 pixels

2. digital image

- ① 디지털영상의 quality를 좌우하는 요소
 - * detector 물질의 dynamic range
 - * 디지털화의 bit depth

- * 디지털 변환 단계의 gain setting
- * post-processing의 특성
- * 양자반점 (quantum mottle)에 의한 노이즈
- * TV 시스템의 전자적 노이즈

② 영상노이즈

digital fluoroscopy에서 문제되는 random noise의 주 발생원은 X-선원에서의 광자 밀도의 통계적 변동에 의한 quantum noise와 TV시스템의 전자적 노이즈로 생각할 수 있으며 X-ray 광자량의 통계적 변동에 의한 양자반점은 이미지의 농도 또는 휘도의 변동을 유발시키며, 이미지의 window width를 좁혀 display하면 노이즈의 가시성이 증가한다.

또한 조사선량을 증가시키면 양자반점이 감소하는데 이론적으로 선량을 M배 증가 시키면 양자반점은 $M^{1/2}$ 배로 감소되며 피사체의 대조도가 높을수록 노이즈의

영향력이 감소하며, 큰 피사체 보다는 작은 피사체에서 양자반점의 발생이 더욱 높다.

③ X-선량과 휘도와의 관계

환자에 입사하는 X-선량을 변화시키면 휘도도 역시 동일한 값으로 증감하는 것이 이론적이지만, 실제 digital fluoroscopy image의 X-선량에 대한 휘도의 관계는 linear brightness scale이 아닌 logarithmic brightness scale (대수적 휘도 범위)로 변하고 있다.

④ logarithmic transformation (대수적 감산)

혈관의 감산 이미지를 얻을 경우 linear transformation (선형감산)에 비해 주위배경에 의한 영향을 적게 받으며, 관용도가 큰 이미지를 얻을 수 있는 대수적 감산기법에 의해 DSA 이미지를 얻는다.