

디지털 X-선 촬영시스템의 영상특성 분석

김종효** 신동익* 박광석* 민병구* 이충웅**

서울의대 의공학 교실 서울공대 전자공학과

Characterization of Digital Radiography system

J.H.Kim**, T.S.Lee*, K.S.Park*, B.G.Min*, C.W.Lee**

Dept. of Biomed.eng., college of Med, Seoul Natl. Univ.*
Dept. of Eletronics, college of eng., Seoul Natl. Univ.**

We have investigated imaging performance of digital radiography system by measuring several imaging properties such as sensitivity characteristic, scatter fraction, modulation transfer function and detective quantum efficiency. The results show that digital radiography system has linear sensitivity to incident energy, excellent scatter eliminability and high detective quantum efficiency, but poor modulation transfer function.

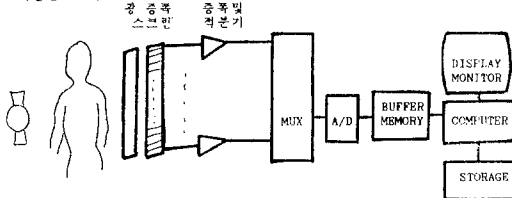
I. 서론

디지털 X-선 촬영 시스템(digital radiography system 이하 DR-시스템)이란 기존의 X-선 촬영방법에서 필름을 이용하여 영상을 기록 및 display 하던 것에 비하여 X-선 영상신호를 디지털화된 전기신호로 변환 하여 이를 테이프나 디스크등 전자기록 매체에 기록 하고 컴퓨터에 연결된 CRT모니터에 display 시키는 장치를 말한다. X-선 영상을 디지털화하면 우선 영상 처리를 이용하여 진간에 편위와 검출을 보정할 뿐만 아니라 컴퓨터 네트워크를 이용한 신속한 영상 전송이 가능하게 된다. 또한 광 다이오드용 직선성이 좋은 검출기를 사용함으로써 더 나은 이미징 대역폭 보일 수가 있고, collimation 슬릿을 써서 fan beam의 X-선으로 촬영함으로써 산란선을 제거한 선명한 영상을 얻을 수 있는 점, 그리고 dual energy subtraction 기법을 이용한 골질성분별로 분리된 영상을 얻을 수가 있다는 점을 특장한 장점으로 인해 외국에서 그 개발에 공부 하고 있다.

본고에서는 X-선 촬영 시스템에서의 X-선 감도특성, 산란성분 구성율, 양자 감쇄효율, 그리고 변조전달함 수 등과 같은 영상특성들을 정의하고 서울대학교병원의 공학과에서 개발한 linear scanning DR 시스템에서의 각각의 특성을 측정할 것이다.

II. 시스템의 구성

개발된 DR 시스템의 기본적 구성은 그림 1 과 같다.



X-선 발생장치 광 다이오드 배열(1024X1)

그림 1 DR 시스템의 기본 구성.
Fig. 1. Block Diagram of DR system.

대상체를 투과한 X-선은 형광 스크린에서 일단 빛으로 바뀌고, 1024 개의 광 다이오드 배열에 입사되어 전기신호로 바뀐 뒤 각각 1,024개의 증폭 및 격분기에서 증폭 격분후 MUX 에서 serial한 신호로 되어 A/D 변환 된다. 이렇게 디지털

화된 신호는 일단 고속으로 버퍼 메모리에 저장되었다가 컴퓨터에 입력되어 CRT 모니터에 영상으로 재생되거나 hard disk 에 저장되도록 구성되어 있다.

- 1) X-선 발생장치
촬영을 위한 광원으로선 area beam 형태의 X-선이 발생된다. 본 DR 시스템은 서울대학교 병원에 설치되어 있는 Picker 사(미)의 radiographic/fluoroscopic X-ray system model no.GX1050 의 것을 이용하였다.

- 2) Collimation 슬릿
신체에 입사하는 X-선을 fan beam의 형태로 제한함으로써 촬영상에서의 콘트라스트를 열화 시키는 산란 선을 줄이는 효과를 낸다. 본 DR 시스템에서는 두께 1 mm 의 납판에 폭 3 mm 으로 낸 슬릿을 X-선 헤드와 환자 사이에 위치시키고 이를 선형 검출기와 동기시켜 scan 하도록 하였다.

- 3) 선형 검출기
환자를 투과한 X-선을 감출하는 부분으로서 X-선을 빛으로 변환하는 형광스크린(phosphor screen)과 이 빛을 전자로 변환하는 광 다이오드 배열(photo diode array)의 조합으로 구성되어 있다. 사용된 형광스크린은 Triamax 사(미)의 3M-12A로서 형광물질로서 Gd2O2S:Tb 를 사용하고 그 두께가 355 (um)인 것이었다. 광 다이오드 배열은 Hamamatsu 사(일)의 S894-19로서 한 회소의 크기가 0.585 X 1.3(mm²)인 광 다이오드가 32 개 배열되어있는 소자인데 이를 다시 32개 선형으로 배열하여 1,024 개의 회소로 구성된 선형 검출기를 구성하였다.

- 4) 데이터 수집부
선형 검출기에서 진폭도 변환된 영상신호를 환자의 영상에 해당하는 디지털 데이터로 변환시킨다. 광 다이오드에서 발생할 수 mA 정도의 신호 강도를 100 mV 정도의 크기로 전단증폭하고 다시 이를 0.7 mSec 주기로 격분한 후 이를 multiplexing 시켜 serial 한 신호로 만든다. 이 신호에는 1,024 개의 광 다이오드 및 증폭, 격분기들의 offset 및 gain 편차의 X-선 전천 리본에 의한 artifact 가 포함되어 있으므로 이를 보정하기 위한 특별한 hardware 가 연결되어 있다.

- 이 회로를 거친 영상신호를 12 비트 A/D 변환기에서 디지털 데이터로 변환시켜 도록 구성되어 있다. 1,024X1,024 즉 1 MB 의 영상데이터를 수집하는데 약 0.7 초가 소요된다.

- 5) 메모리
앞에서 변환된 디지털 데이터가 컴퓨터에 입력되기 전에 일단 고속으로 저장시키기 위한 버퍼 메모리로서 1 MB 의 용량을 가지고 있다.

- 6) 컴퓨터
DR 영상의 수집, 처리, 저장 및 전송 시스템의 제어 및 담당한다. 본 시스템에서는 IBM PC/AT 를 사용하였다.

- 7) Display
수집된 디지털 데이터를 영상화시킨다. 본 시스템에서는 display unit 로서 Vectrix 사(미)의 Pepe unit 을 사용하였는데 여기에는 2 배 또는 4 배로 영상을 확대시켜 볼수 있는 zoom 기능과 콘트라스트를 확장시켜 볼수 있는 windowing 기능이 장착되어 있다. 모니터는 Monitor 사(미)의 1,024X1,024 고해상도의 흑백 모니터가 사용되었다.

8) 저장부

촬영된 영상을 저장시키기 위해서 컴퓨터에 부착된 20 MB 용량의 하드 디스크와 125 MB 용량의 cassette tape driver 를 사용하였다.

9) 모터 및 interface

선형 검출기로서 2 차원의 영상을 얻기 위해서는 검출기를 scan 시켜야 한다. DC 서보 모터를 사용하여 슬릿과 선형 검출기가 동기되어 scan 하도록 하였으며 모터의 속도제어 및 전체 시스템과의 interface 를 위하여 Z-80 마이크로 컴퓨터 kit 를 사용하였다. 표 1에 DR 시스템의 제원을 나타내었다.

표 1. DR 시스템의 제원.

Table 1. Specifications of DR system.

SOURCE TO DETECTOR DISTANCE	92.5 cm
SOURCE TO OBJECT DISTANCE	83 cm
MAGNIFICATION	1.11-1.2
DETECTOR APERTURE	0.585x1.5 mm
FIELD SIZE	15.5x21.5 cm (43.2x33.3 cm)
IMAGE MATRIX	1024x1024
A/D CONVERSION	12 bit
RESOLUTION	3.99 lp/cm(12.5 cps/mm)
TUBE VOLTAGE	70 KVP, 80 KVP, 90 KVP
TUBE CURRENT	25, 50, 100, 150, 200, 300, 400 mA
SCAN TIME	1.7 sec
DETECTION SENSITIVITY	0.043, 0.086, 0.173, 0.260, 0.346, 0.519, 0.692 mAs
EXPOSURE TIME	0.7 ms
SYSTEM MAS	0.043, 0.086, 0.173, 0.260, 0.346, 0.519, 0.692

III. 영상특성의 측정

일반적으로 X-선 촬영 시스템의 성능을 나타내는데 쓰이는 영상특성들을 아래와 같이 DR 시스템에서 측정 분석하였다.

1) X-선 감도특성

입력 X-선량에 대한 시스템 영상출력의 응답특성을 말하며 이로부터 촬영에 필요한 X-선량을 알 수 있다. 필름-스크린 시스템의 경우에는 입력 X-선량대 필름 시스템에서는 입력 X-선량대 영상 출력의 grey level 값으로서 나타낸다.

X-선 감도특성을 측정하기 위하여 높이 10 Cm 의 수조를 만들고 그림 5와 같이 여러가지 X-선량으로 이를 촬영하여 그 영상의 평균 디지털 출력값을 얻었다.

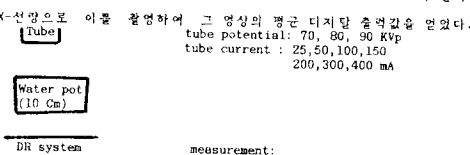


그림 2. X-선 감도 측정을 위한 촬영방법

Fig. 2. Imaging conditions for measurement of sensitivity characteristic.

여기서 10 Cm 두께의 수조는 입사된 X-선량중 약 7% 를 통과시키며, 이는 흉부촬영시 동일한 신체의 평균 부과율에 해당한다. 또한 70, 80, 90 KVP 의 관전압은 흉부촬영시의 일반적인 조건범위이다. 관전류 조건은 각각 25, 50, 100, 200, 300, 400 mA 였으며 촬영시간은 0.7 초였다.

Area detector인 필름-스크린 촬영법의 경우 입사된 X-선량을 단순히 관전류(mA)와 촬영시간(S)의 곱인 mAS 로 나타내기도 한다. 그러나 DR 시스템의 경우에는 line detector 를 사용하고 있으므로 실제로 한 지점을 통과한 X-선이 검출기에 입사하는 시간은 검출기 line이 그 지점을 주사하는 동안뿐이다. 이와같이 한 지점을 검출기 line 이 주사하는 시간을 유효 조사시간(effective exposure time)이라 정의한다.

본 시스템의 경우 유효 조사시간은 1.73 ms 이므로 각 관전류의 조건은 각각 0.043, 0.086, 0.173, 0.260, 0.346, 0.519, 0.692 mAS 에 해당한다. 이와같은 각 조건에 대한 DR 시스템 영상출력의 평균 디지털출을 측정하여 그 결과를 그림 3 에 표시하였다. 같은 관전압의 조건에서 영상출력값은 관 전류(mAS)에 거의 직선적으로 비례함을 알 수 있다. 약간의 오차는 X-선 발생기의 관전류 제어부의 부정확성에 기인한 것으로 생각된다.

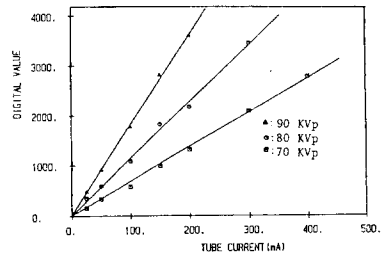


그림 3. 여러 촬영조건에 대해 측정된 시스템 응답특성.

Fig. 3. Measured system response for various exposure conditions.

여기서 같은 mAS의 조건일때는 높은 관전압의 경우가 더 높은 출력을 내는 것을 볼 수 있는데 이는 X-선 발생시에 mAS는 발생되는 X-선 광자수를 결정 하며 관전압은 X-선 광자의 에너지를 결정하는 사실에 비추어 볼때 높은 관전압에 의해 발생된 X-선 광자는 검출기에서 변환될 때 많은 에너지를 내어놓기 때문에 상대적으로 생각된다. 이와같이 관전압에 따라서 X-선의 에너지도 달라지므로 X-선이 신체에 미치는 영향도 다르다. 그러므로 신체에 조사되는 X-선 조사량을 단순한 mAS의 단위로 표시하지 않고 공기중 2.58x10⁷ C/kg의 비온화량 값을오는 X-선량을 나타내는 콜드전(0)의 단위로 나타낸다.

표 2. 각 관전압에 따른 1 mAS당대 mR, 광자입사량및 에너지 입사량의 관계. Table 2. mAS vs. mR, incident photon fluence, incident energy fluence relation for each kVp.

TUBE VTG.	70 KVP	80 KVP	90 KVP
MEAN ENERGY	40 KeV	43.6 KeV	47 KeV
EFFECTIVE mAS	1	1	1
EXPOSURE (mR)	6.6	9.2	12
ENTRANCE PHOTON FLUENCE (mm ⁻²)	1.42x10 ⁵	2.21x10 ⁵	3.12x10 ⁵
DETECTOR PLANE			
INCIDENT PHOTON FLUENCE (mm ⁻²)	0.99x10 ⁵	1.55x10 ⁵	2.18x10 ⁵
INCIDENT ENERGY FLUENCE (mm ⁻²)	3.96x10 ⁴ KeV	6.76x10 ⁴ KeV	10.2x10 ⁴ KeV

* X-선관 초점에서 1 m 거리에서의 경우

* At the distance of 1 m from tube focal spot.

표 2에 각 관전압에 대해 mAS단위와 mR단위와의 관계를 나타내었다. 이 관계에 의해 위의 각 촬영 조건을 수조에서의 X-선 조사량(mR)으로 바꿀 수 있는데 그림 4 에는 이렇게해서 환산한 각 X-선 조사량(mR)에 대한 영상출력의 관계를 표시하였다. 이로부터 신체 예의 평균 조사량은 2-3 mR 정도가 됨을 알 수 있다.

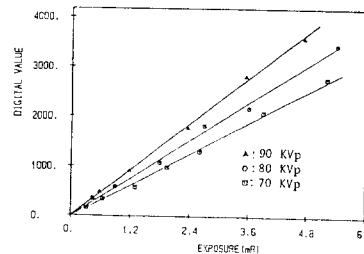


그림 4. X-선 조사량에 대한 감도특성

Fig. 4. Sensitivity characteristic for exposure.

각 관전압에 의해 발생되는 광자의 평균 에너지와 발생한 광자의 평균수를 곱하면 그 촬영조건에서 방사된 에너지량을 알 수 있다. 더우기 수조에서의 부과율 7%를 곱하면 검출기에 입사하는 에너지 입사량을 구할 수 있다. 표 2에는 각 관전압에서 발생된 광자의 평균에너지, mAS, mR, 광자의 입사량도, 그리고 단위 면적당의 에너지 입사량과의 관계를 나타내었다.

이 관계를 이용하여 위의 각 촬영조건을 검출기에의 에너지 입사량으로 환산할수 있으며, 이로부터 에너지 입사량에 영상출력의 관계를 구할수 있다. 그림 5 에 이와같이 구한 에너지 입사량에 대한 DR 시스템의 응답특성을 표시하였다. 이로부터 본 DR 시스템의 감도특성은 에너지 입사량에 대해 직선성을 지닌 것을 알수 있다.

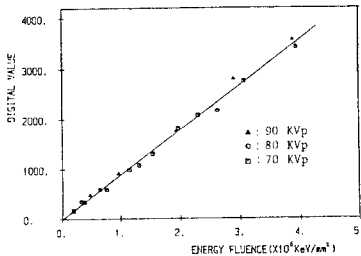


그림 5. 에너지 입사량에 대한 감도특성
Fig. 5. Sensitivity characteristic for incident energy fluence.

2) 산란성분 구성비(Scatter Fraction)

환자 신체를 투과하여 검출기에 입사하는 X-선중에는 신체 내부의 정보를 담고있는 주성분(primary ray) 뿐 아니라, 신체내부에서 산란되어 나온 산란선(scattered ray)이 상당량 포함되어 있는데, 산란선은 X-선의 감도특성에는 주성분과 구별없이 작용하지만, 실제 영상에서는 콘트라스트를 저하시킨다. 그러므로 X-선 촬영 시스템에서는 투과 X-선이 검출기에 입사 하기전에 산란성분을 필수 있는한 제거시켜 주어야 한다. 검출기에 입사하는 X-선중 산란성분의 구성비를 산란성분 구성비로서 나타내며 이 값이 적을수록 콘트라스트가 좋은 영상을 얻게 된다.

기존의 필름-스크린 촬영법에서는 남과 알미늄으로 된 X-선 편광판인 그것으로 필름 앞에서 산란성분을 제거하고 있는데 이 경우는 산란성분과 함께 주성분도 감쇠될 뿐 아니라, 산란성분의 제거도 충분하지가 못하다.

DR 시스템에서는 이동식 슬릿을 사용하여 collimation 된 fan beam 으로 촬영하고, 또한 line detector를 사용하여 X-선 신호를 받기때문에 이 자체가 2 중적인 편중효과가 있어, 주성분의 감쇠는 전혀 없이 대부분의 산란성분을 선택적으로 제거할 것으로 기대된다. DR 시스템의 산란성분 구성비를 측정하기 위하여 그림 6와 같이 길이 10 Cm의 수조의 위와 아래에 각각 5x5(Cm) 및 1x1(Cm) 크기의 2mm 두께의 납판으로 만든 beam stop을 놓고 80 Kvp, 300 mA의 조건으로 이를 촬영하였다.

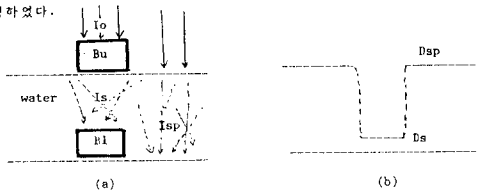


그림 6. (a) 대상체 내에서의 산란과정 (b) 각 성분에 의한 영상출력값
Fig. 6. (a) Scattering process in the object. (b) Measured digital value for each component.

그림 6 (a)에 나타난 바와 같이 위쪽의 납판 Bu의 아래에는 주성분을 차단되고 오직 주위에서 산란되어 오는 산란성분 Ia 및 존재하며, 아래쪽 납판 B1의 밑에는 주성분과 산란성분 모두가 차단된다. 그외의 부분에는 주성분과 산란성분 모두 (Isp)가 존재한다.

이같은 각성분에 의한 영상출력값의 분포를 그림 6 (b)에 나타내었다. 여기서 Dof는 시스템의 offset 값이며, Ds는 산란성분에 의한 영상출력값, 그리고 Dsp 는 산란성분과 주성분 모두에의한 영상출력값이다. 측정된 각 값은 $Ds=5$, $Dsp=221$ 이며, 이로부터 DR 시스템의 산란 성분 구성비 SF는 0.026 이었다.

$$SF = \frac{I_s}{I_{sp}} = \frac{D_s}{D_{sp}} = 2.26\% \quad (2)$$

3) 변조 전달함수(Modulation Transfer Function)

변조 전달함수란 촬영시스템의 공간해상력을 나타 내는 함수로서 식(3)과 같이 정의되어있다.

$$MTF(f) = \frac{|OTF(f)|}{|OTF(0)|} \quad (3)$$

$$OTF(f) = [Lsf(1)]$$

여기서 Lsf(1) 는 선광원 촬영상으로부터 얻어지는 선 확산함수(Line spread function) 를 말하며 OTF(f) 는 이 식을 푸리에 변환하여 공간주파수 영역에서 나타낸 광 전달함수(Optical Transfer Function)이다. 이 광 전달함수의 상대적인 크기를 나타낸것이 변조 전달함수인데, 이로부터 그 시스템의 광 확산특성 또는 각 공간 주파수 성분의 감쇠도를 알수있다.

X-선 촬영 시스템의 공간 해상도특성을 나타내는 변조 전달함수는 식(3)에서와 같이 선광원 촬영상의 데이터로부터 수직, 수평방향의 선확산함수 Lsf(x), Lsf(y)를 측정하고 그 푸리에 변환의 크기를 정규화 함으로써 수직 및 수평방향의 변조 전달함수 MTF(u), MTF(v)를 구할수 있다.

그러나 이 경우에 측정된 선확산함수의 데이터는 일정 간격으로 sampling한 이산신호이기 때문에, 그 푸리에 변환인 광 전달함수 OTF 에는 스펙트럼의 잡이동 및 중첩으로 인한 aliasing error 가 포함되어 있다. 그림 7 에 이 현상을 예시하였다.

이론상으로 시스템의 차단 공간 주파수가 f_c 일때 (즉 OTF(f_c)=0), sampling 간격 ds 가 $ds \leq 1/(2f_c)$ 되도록 하면 aliasing이 일어나지 않으나, 본 시스템의 경우는 pixel 크기와 스캔거리에 의해 sampling 간격이 결정되므로 이는 불가능하다.

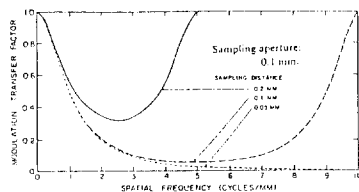


그림 7. Sampling 으로 인한 OTF 의 aliasing error 의 예시
Fig. 7. An example of aliasing error in OTF caused by sampling.

Hiroshi 등은 불충분한 sampling 으로 인해 aliase 되어있는 OTF로부터 원래의 OTF(pre-sampling OTF) 를 복원하는 방법을 제시하였는데, 이는 약간 경사진 선광원 촬영상으로부터 center alignment, 1/2 pixel shifted alignment된 선확산함수를 각각 구하고 각각에 해당하는 OTF들의 평균을 취함으로써 구하는 방법 이다. 본 실험에서도 이와같은 방법으로 DR 시스템의 pre-sampling MTF를 구하였다.

선광원으로는 납판을 질라내어 만든 폭 0.1 mm의 슬릿을 사용하여 이물 X, y축 방향으로 각각 5 정도 경 사지게 놓고 촬영하였다. 그림 8 에 이 영상의 4배 확대상을 보였다.

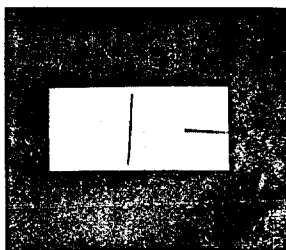


그림 8. x,y축 방향의 경사진 슬릿 촬영상
Fig. 8. Tilted slit image of x,y coordinate direction.

이 촬영상에서 center alignment 및 1/2 pixel shifted alignment 된 선확산함수를 x,y축 각각의 방향 에 대하여 취하고 이를 푸리에 변환하여 각각의

OTF를 얻었다. 그림 9에 x, y 축 방향에 대하여 center alignment 및 1/2 pixel shifted alignment된 OTF를 각각 나타내었다.

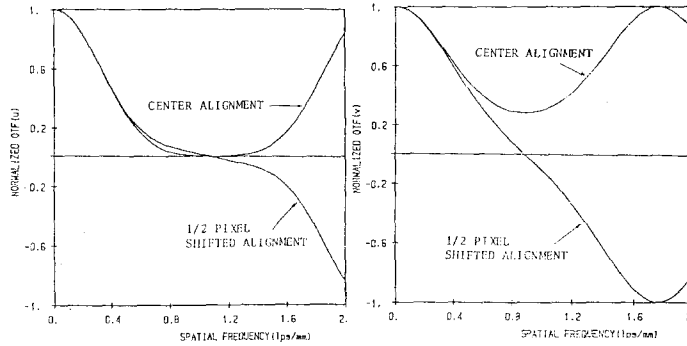


그림 9. x 축방향(a), y 축방향(b)의 center alignment, 1/2 pixel shifted alignment된 선차신함수의 OTF
Fig. 9. OTFs of center alignment, 1/2 pixel shifted alignment line spread functions for x coordinate(a), y coordinate(b) direction.

최종적으로 x, y 각각의 방향에 대하여 center alignment와 1/2 pixel shifted alignment의 OTF의 평균을 취하고 이것을 정규화시킴으로써 x, y 축 방향의 pre-sampling MTF를 얻었다. 그림 10에 그 결과를 나타내었다.

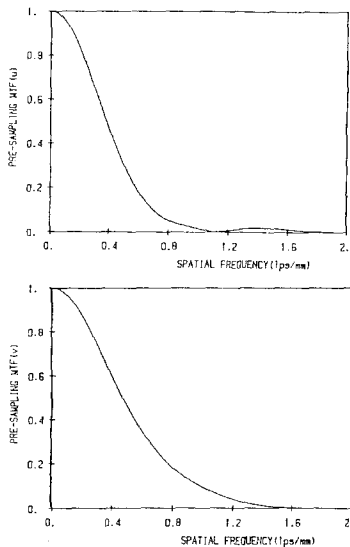


그림 10. x 축방향(a), y 축방향(b)의 pre-sampling MTF
Fig. 10. Pre-sampling MTFs for x coordinate(a), y coordinate(b) direction.

4) 양자 검출효율(Detective Quantum Efficiency)

양자 검출효율은 주어진 촬영 시스템에서 촬영 과정에서의 신호대 잡음비의 열차율을 갖는 지수로서 식(4)과 같이 정의되어 있다.

$$DQE = \frac{(S/R)_{out}}{(S/R)_{in}} \quad (4)$$

X-선 영상은 본질적으로 제한된 X-선 광자수로 얻어지는 것(photon limited image)이기 때문에 신호자체에 X-선 광자의 불규칙한 분포로 인한 잡음을 내포하고 있다. 검출기 단위면적당 입사하는 광자수 K의 확률분포는 식(5)과 같은 Poisson분포를 이룬다는 것이 알려져 있다.

$$P(K) = \frac{N \exp(-N)}{K!} \quad (5)$$

여기서 N은 $N=E[K]$ 으로서 검출기에 입사하는 평균 광자수이며 그 분산은 $\sigma^2=N$ 이 된다. 그러므로 이 경우 입력 X-선 영상신호의 신호대 잡음비는

$$(S/N)_{in} = \frac{E[K]}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (6)$$

으로 제한된다는 것을 알 수 있다. 그런데 일반적으로 검출기에 입사하는 X-선 광자들은 검출효율 $E < 1$ 인 검출기에 의해 검출되기 때문에 그 영상출력에서의 신호대 잡음비는 식(7)과 같이 더 작은 값을 가지게 된다.

$$(S/N)_{out} = \frac{E \cdot N}{\sqrt{E \cdot N}} = \sqrt{E \cdot N} \quad (7)$$

1 단의 검출기로 구성된 촬영 시스템에서의 양자 검출효율은 식(6)과 식(7)을 식(4)에 대입함으로써 단순히 E가 될 수 있다. 그러나 DR 시스템과 같이 복합적인 검출과정 중 지닌 촬영 시스템의 경우의 양자 검출효율은 좀더 복잡한 요소에 의해 결정된다. 즉 DR 시스템의 검출단은 평광 스크린-광 다이오드-증폭단 및 A/D 변환단 등 복합적으로 구성되어 있으므로 각 단의 검출효율 내지는 감속치수 등이 시스템의 양자 검출효율에 복합적으로 작용한다.

DR 시스템의 양자 검출효율을 측정하기 위하여 표 3과 같은 조건에서 아무 대상체 없이 촬영하고, 이 영상에서 배경의 평균값과 분산을 각각 다음과 같이 구하였다.

$$\bar{S} = \frac{1}{100} \sum_{i=1}^{100} \sum_{j=1}^{100} S(x+i, y+j) \quad (8)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{100} \sum_{i=1}^{100} \sum_{j=1}^{100} (S(x+i, y+j) - \bar{S})^2 \quad (9)$$

여기서 X, Y는 영상에서의 특정 위치를 가리킨다. 이로부터 영상출력의 신호대 잡음비 SNRout는 다음과 같이 구해진다.

$$SNR_{out} = \frac{\bar{S}}{\sigma} \quad (10)$$

또 SNRin은 표 3에서의 촬영 조건시 pixel 당 양자 입사량으로부터 아래와 같이 구하였다.

$$SNR_{in} = \sqrt{N} \quad (11)$$

위의 두 식을 DOE의 정의식에 대입하여 각 촬영 조건에서 DR 시스템의 DQE를 구하였다.

실제로 여러 X, Y 값에 대해 DOE를 구해본 결과 DR 시스템의 DOE는 영상의 각 위치마다 조금씩 다른 것을 알수 있었는데 최고의 값은 대략 영광 스크린의 변환 효율에 육박하였으며, 낮은 부분에서는 최고값의 절반 이하로 떨어짐을 보였다. 이와같이 부위에 따라 DOE값이 달라지는 이유는 DR 시스템의 출력 신호대 잡음비가 전자회로 부분의 잡음성분에 크게 좌우되기 때문이다. 실제로 1,024개의 선사와 증폭기간의 특성 불균일로 인한 artifact 나 X-선 편에 가해지는 전선 리플로 인한 artifact가 심하여, 이를 보정해주고 있음에도 불구하고 위치에 따라 어느정도 artifact가 남아 있게 되는데 이 영향이 DOE에는 가장 심한 열화 요인으로 작용하게 된다.

표 3. DOE의 측정조건과 그 측정값

Table 3. Imaging conditions and measured DOE's.

DETECTOR INCIDENT PHOTON FLUENCE, DGE,
FOR EACH KVP, (TUBE CURRENT 25 mA)

TUBE VOLTAGE	70 Kvp	80 Kvp	90 Kvp
PHOTON FLUENCE(mm^{-2})	2.45×10^4	3.78×10^4	5.34×10^4
PHOTON FLUENCE(pixel^{-1})	1.86×10^3	2.87×10^3	4.05×10^3
DOEg	0.71	0.67	0.55
DOEp	0.34	0.25	0.20

* DOEg, DOEp는 각각 artifact 보정도가 양호, 불량한 부분의 DOE를 뜻한다.

* DOEg, DOEp stand for DOE at good and poor correction region of artifact, respectively.

IV. 결론 및 결론

DR 시스템의 X-선 감도특성을 조사한 결과 입사 에너지량에 대한 직선성을 갖고 있음을 알수 있었다. DR 시스템의 특성 중의 하나가 정량적인 분석을 할수 있다는 점인데 DR 시스템이 지닌 직선적인 감도 특성은 정확한 정량화를 위해서 매우 바람직한 특성이라 할수 있다.

또한 필름 스크린 시스템에서 촬영을 위한 선제 조사량이 약 16 mR 정도인 것에 비하여 2-3 mR의 조사량만으로도 촬영이 가능하므로 환자에 대한 조사량을 1/3-1/5로 줄일수 있다는 장점이 있다.

그리고 산란성분만을 선택적으로 제거하는 기능이 뛰여남을 알수 있었다. 산란제거 방법을 사용하지 않았을 10 Cm 두께의 물을 투과하는 X-선중의 산란성분 구성비는 약 70%에 달한다는 사실에 비해 산란성분 구성비 2.26 %를 갖는 DR 시스템은 사실상 산란 없는 영상을 얻게된다고 볼수 있다.

변조 전달함수를 측정한 결과, 최대 1 linepair/mm의 한계 해상도뿐 가짐을 알수 있었다. 이는 필름-스크린 시스템의 한계 해상도 5-10 linepairs/mm 와 비교해 볼 때 상당히 떨어지는 값이다. 실제로 DR 영상과 필름-스크린 영상을 비교해 보면 선명도에 있어서 뒤떨어짐을 알수 있었다. 이 점은 앞으로 pixel 의 크기를 줄이고 영상처리 기법을 적용하는등 여러가지 방법으로 개선해야 할 것이다.

양자 검출효율의 측정결과 artifact 보정이 잘된 곳은 양자 검출 효율이 필름 스크린의 변환 효율에 이르는 점을 보아 전자회로부분의 신호대 잡음비중 주로 artifact에 의해 제한된다는 것을 알수 있었다. 그러나 관전압이 높아 질수록 보정이 잘된곳의 양자검출 효율도 감소하는 추세를 보였는데 이는 필름 스크린 자체의 공간 변환효율이 높은 에너지에 대해 낮아지는 때문으로 보여진다. 필름 스크린 시스템의 DOE 는 대략 0.3 정도인 것으로 발표되어 있으므로 DR 시스템이 더 높은 양자 검출 효율을 갖는 것을 알수 있다.

V. 참고 문헌

1. 박 광석외, 디지털 X-선 촬영 시스템에 관한 연구, 의공학회지 vol 7, No.1, 1986.
2. 민 병구, 디지털 X-선 촬영술의 기술발전과 전망, 의공학회 춘계 학술대회 논문집 (1985).
3. 민 병구, 박 광석, 김 중효외, 디지털 레디오 그래픽 시스템의 개발에 관한 연구, 과학기술처 제출 최종보고서, 서울의대, 1985.
4. 김 중효, 디지털 X-선 촬영시스템의 영상특성 에 관한 연구, 서울대 석사학위 논문, 1985.
5. 김 중효외, 디지털 X-선 촬영장치의 영상특성 분석및 개선, 전자공학회 하계 학술대회 논문집, 1987.
6. Masamitsu Ishida, et al., Digital image processing; effect on detectibility of simulated low contrast radiographic patterns, Radiology, Feb. 1984.
7. Hiroshi Fujita, et al., Investigation of basic imaging properties in digital radiography; 6.MTFs of 11 TV digital imaging systems, Med.Phys., Nov/Dec 1985.
8. Radney S. and R. L. VanMetter, An analysis of fundamental limitations of screen- film systems of X-ray detection, SPIE vol. 454, 1984.