

CsI(Tl) Indirect Flat Panel Detector의 선질에 따른 물리적 영상 평가 — Performance Characteristic of a CsI(Tl) Flat Panel Detector Radiography System —

백석문화대학교 방사선과 · 신구대학교 방사선과¹⁾ · 고려대학교 보건과학대학 방사선학과²⁾
한국원자력의학원 방사선의학연구소³⁾ · 식품의약품안전평가원⁴⁾

정희원 · 민정환¹⁾ · 김정민²⁾ · 박민석³⁾ · 이광용⁴⁾

— 국문초록 —

간접형 CsI flat-panel detector (FPD)의 해상특성(modulation transfer function, MTF), 잡음특성(Wiener spectrum or noise power spectrum, NPS), 양자검출효율(detective quantum efficiency, DQE)을 측정하고 평가하기 위하여 본 실험을 실시하였다. IEC에서 권고한 실험방법을 따라 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9의 방사선 선질을 사용하였다. MTF는 edge법을 사용하였다. Wiener spectrum은 조사 영역내에서 획득한 영상의 푸리에 변화를 통하여 구하였다. DQE는 MTF, WS(NPS), X선 입력 및 입력 광자량을 사용하여 평가하였다. 특성곡선은 RQA3와 RQA5, RQA7, RQA9과는 차이가 발생하였다. MTF는 X선 선질과는 상관없이 일정하였다. WS(NPS)은 X선 양이 증가 할수록 감소하였으며, RQA3, RQA5, RQA7, RQA9순으로 감소하였다. DQE는 1mR에서 가장 우수했으며, RQA3, RQA5, RQA7, RQA9순으로 감소하였다. FPD의 물리적 영상 특성을 입력 선질에 따라 다를 수 있다. 본 연구를 통하여 디지털 방사선 시스템의 바르게 사용하려면 FPD의 물리적 영상 특성을 아는 것이 중요함을 인식하게 되었다.

중심 단어 : flat-panel detector, 해상특성, 잡음특성, 양자검출효율

I. 서 론

방사선은 1895년 뢰트겐에 의해 처음 발견된 이후, 의학의 발전에 중요한 역할을 담당하고 있다. 지난 50년간 핵 의학을 비롯한 초음파, CT, MRI 및 digital radiography 등 다양한 의료영상기기가 발전하였으며 영상 진단 또한 매우 높은 수준으로 성장하였다¹⁾.

디지털 방사선영상시스템으로써 처음으로 성공적인 개발을 이룬 것은 computed radiography(CR, Fuji Photo

Film, Sonoda et al 1983)이었다²⁾. CR은 barium fluorohalide로 도포되어 있는 image plate에 X선 영상 신호가 형성되고 이를 레이저 조사를 통하여 디지털 영상 신호를 획득하는 시스템이다. 하지만, CR 시스템은 낮은 양자 검출효율(low detective quantum efficiency)로 인하여 필름 시스템보다 낮은 영상의 질을 나타내었다³⁾.

두 번째로 개발된 디지털 방사선영상시스템은 Flat-Panel Detector(FPD)이다. 이 시스템은 self-scanning, 2차원적 solid-state 영상 장치를 갖춘 최적의 디지털 X선 영상 장치이다. FPD는 크게 두 가지로 나뉘어진다. 하나는 direct FPD라고 불리는 것으로 X선에 반응하는 광전도체에 Se이 덮여있는 thin film transistor(TFT)를 사용하여 X선 신호를 전기신호로 바꾸어 주는 장치이다⁴⁾. 다른 하나는 indirect FPD라 하며 CsI(Tl)같은 형광체를 TFT위에 덮은 것으로 X선 신호를 빛 신호로 바꾸어

* 접수일(2012년 5월 9일), 심사일(2012년 5월 10일), 확정일(2012년 6월 10일)

교신저자: 김정민, 서울시 성북구 정릉동 산 1번지
고려대학교 보건과학대학 방사선학과
TEL : 02-940-2824, Fax 02-940-2829
E-mail : minbogun@korea.ac.kr

디지털 신호를 획득하는 방식이다^{5~8)}. Direct FPD는 높은 해상력을 나타내며, indirect FPD는 상대적으로 높은 에너지 흡수로 기인해서 높은 양자 검출효율을 나타낸다.

디지털 방사선 영상시스템의 평가는 관능적 평가와 물리적 평가를 통하여 평가하게 된다. 관능적 평가는 ROC로 대표되는 평가법으로 평가자의 주관적 평가를 나타낸 것이며, 물리적 평가는 응답특성(Response Function), Modulation Transfer Function(MTF), Wiener Spectrum(WS, 혹은 Noise Power Spectrum, NPS), 및 Detective Quantum Efficiency(DQE)로 평가하게 된다^{9~12)}. 하지만, 초기 디지털 방사선 영상시스템은 동일한 검사 기준이 정해져 있지 않아 연구자들마다 서로 다른 기준으로 측정, 평가하였다. 이에 국제전자기술위원회 (IEC, International Electrotechnical Commission)에서는 보고서를 발행하여 표준적인 실험기준을 제시하였다¹³⁾.

IEC의 보고서는 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9의 네 가지 선질을 가지고 평가하기를 권하였으며 그 중 RQA5만을 가지고 평가해도 된다고 하였다^{13,14)}. 그로 인하여 대부분의 보고서는 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9의 모든 선질을 평가하지는 않았다^{15,16)}. 만약 선질 변화에 따른 물리적 특성의 변화가 발생된다면 이를 정확하게 평가하기는 어려울 것이다. 이에 본 저자들은 indirect FPD (Pixium4600, Trixel)의 보다 정확한 영상 특성을 파악하고자 IEC에서 제시한 모든 선질(RQA3, RQA5, RQA7, RQA9 등)을 사용하여 선질 변화에 따른 영상의 물리적 특성을 평가하였다.

II. 실험재료

본 실험에 사용된 의료 영상 시스템은 UNI-DR (Listem, Korea)이다. Image Device는 Indirect FPD인 Pixium 4600 (Trixell, France)을 사용하였다. Pixium 4600은 가로 × 세로 17 × 17inch (matrix 3001×3001)이고, 14bit로 processing을 수행한다.

IEC에서 제시한 부가 필터를 구현하기 위하여 Aluminum Filter (100 mm×100 mm×1 mm×5, 100 mm×100 mm×19

mm×2)를 제작 사용하였다. MTF측정용 Edge Test Device는 텅스텐 (Tungsten 100 mm×100 mm×1 mm, Nilaco)으로 제작하여 본 실험에 사용하였다. 실험에 사용된 선량계는 전리조형(Ionization chamber 50cc, Capintec, USA)을 사용하였다.

획득된 영상 및 데이터의 분석을 위해 Matlab 7.0(Mathwork, USA), Excel 2007(Microsoft, USA), 및 R2.15(R Foundation for Statistical Computing, Austria)를 사용하였으며, Spectrum의 simulation을 위해 SRS-78(IPEM, UK)을 사용하였다.

III. 실험방법

3-1. 영상의 획득

X선관과 Detector의 표면까지의 거리를 150cm로 맞추었다. 실험을 하면서 동시에 조사선량을 측정하였으며 산란선의 영향은 적게 받으려고 X선관으로부터 1m거리 (Detector로부터 50cm)에 선량계를 위치시켰다. 실험에 사용된 선질은 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9로 사용하였으며 각 실험 조건마다 선량을 변화시켜가면서(Range 0.01mR ~30mR) 영상을 획득하였다^{13~14,17)}(Figure 1).

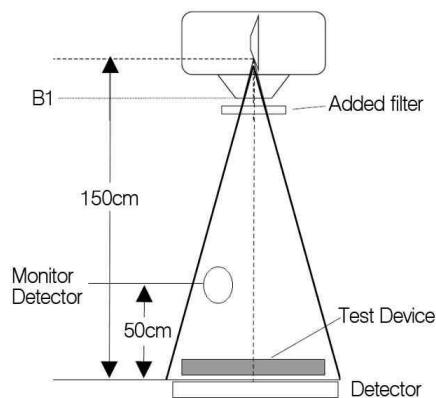


Figure 1 Geometry for exposing the Digital X-ray Imaging Device in order to determine the Conversion Function, the Noise Power Spectrum and the Modulation Transfer Function(IEC 62220-1)

Table 1 Tumor centroid variabilities and coincidence relative to the location and adhesion.

Radiation Quality No.	Approximate X-ray Tube Voltage	Half-Value Layer(HVL)	Additional Filtration
	kV	mm Al	mm Al
RQA 3	50	4.0	10.0
RQA 5	70	7.1	21.0
RQA 7	90	9.1	30.0
RQA 9	120	11.5	40.0

3-2. 영상처리

실험에 의해 획득된 영상은 raw data로 이 데이터로 바로 영상의 물리적 특성을 측정하기에는 적합하지 않다. 먼저 offset DATA를 획득하여 획득된 DATA로 교정을 실시하였다. 다음 Detector간 서로 다른 신호를 조절(gain)하여 교정을 하였다, 그 후에 남아 있는 영상 잡음은 결손 보정을 실시하였다. 이렇게 작성된 영상 데이터를 사용하여 영상특성을 구하였다(Figure 2).

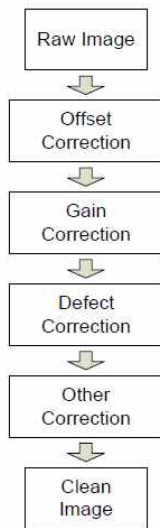
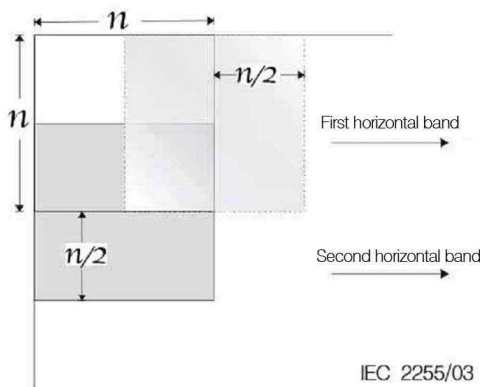


Figure 2 Digital Image Correction



NOTE The size of the ROIs shall be $n = 256$.

Figure 3 Geometric arrangement of the ROIs(IEC66620-1)2. Digital Image Correction

3-3. MTF

Edge test device를 Detector 위치하고 중심축으로부터 2~3°기울여 영상을 획득하였다^{18,19}. 먼저 Edge Spread Function(ESF)을 구한 다음 미분하여 Line Spread Function(LSF)를 구하였다. LSF을 Fast Fourier Transform(FFT)를 실시하여 MTF를 획득하였다.

3-4. WS (혹은 NPS)

각 선량별로 획득된 영상을 가로 256 × 세로 256의 관심영역을 설정하였다. (Region of interest, ROI) 처음 관심영역을 설정한 후 다음 관심영역은 옆으로 128픽셀만큼 이동하여 관심영역을 설정하였다^{12,13}(Figure 3). 이러한 방식으로 가로, 세로 모든 방향에서 관심영역을 설정하여 100개 이상의 DATA를 확보하였다. 그리고 다음의 식 (1)을 적용하여 WS(NPS)를 하였다.

$$W_{out}(U_n, V_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)) \right|^2 \quad \text{식 (1)}$$

$\Delta x \Delta y$ is the pixel spacing in respectively the horizontal and vertical direction;

M is the number of ROIs;

$I(x_i, y_j)$ is the LINEARIZED DATA

$S(x_i, y_j)$ is the optionally fitted two-dimensional polynomial.

3-5. DQE

획득된 wiener spectrum과 MTF에 입사된 광자의 수를 곱하여 DQE를 구한다¹³(Table 2, Figure 4).

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{W_{in}(u, v)}{W_{out}(u, v)} \quad \text{식 (2)}$$

MTF(u,v) is the pre-sampling MODULATION TRANSFER FUNCTION of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE

Win(u,v) is the NOISE POWER SPECTRUM of the radiation field at the DETECTOR SURFACE
Table 2 Parameters mandatory for the application of this standard

	RQA3	RQA5	RQA7	RQA9
The inherent filtration			2.7mmAl eq.	
kVp	53	74	90	119
Mean Photon Energy(keV)	40.4	54	63.2	76.5
Air Kerma (μGy per mAs at 750mm)	5.666	5.827	6.438	9.969
Photon Number $\frac{1}{(mm^2 \cdot \mu Gy)}$	21759	30174	32362	31077

Wout(u,v) is the NOISE POWER SPECTRUM at the output of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE

$$W_{in}(u, v) = K_a \cdot SNR_{in}^2 \quad \text{식 (3)}$$

Ka is the measured AIR KERMA, unit: μGy ;

SNRin is the squared signal-to-NOISE ratio per AIR KERMA, unit: $1/(mm^2 \cdot \mu Gy)$ as given in IEC 622201-1

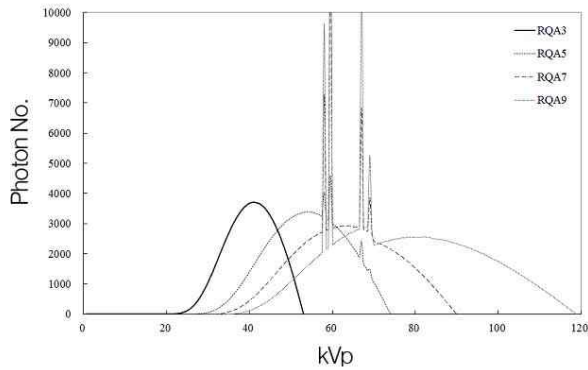


Figure 4 RQA 3, RQA5, RQA7 and RQA9 Spectrum Simulation

IV. 결 과

4-1. 응답특성

Figure 5는 선질별로 특성곡선은 나타낸 것이다. 신호를 표시하는 최저 선량 0.04mR이고 최고 선량 8mR이며 선량의 지수적 증가에 비례한 이산적 신호의 증가가 나타

났다. 0.04mR미만의 선량에서는 신호를 나타내지 못하기에 분석데이터에서는 제거 되었다. 0.04mR이 문턱치를

이루고 그 이상의 X선 조사에서부터 신호를 나타내었다. 8mR이상의 선량에서는 신호가 포화되어 조사선량이 증가하더라도 출력 신호는 변동은 없었다.

RQA3와 RQA5,7,9는 서로 구분되는 경향이 나타났다. RQA3는 $1335.7 \times \log(\chi) + 5123$ 의 관계식을 나타내었다. RQA5($1388.7 \times \log(\chi) + 5770$), RQA7($1430.9 \times \log(\chi) + 5890$), RQA9($1448.3 \times \log(\chi) + 5786$)의 그래프와는 구분되는 경향을 나타내었다(Figure 5).

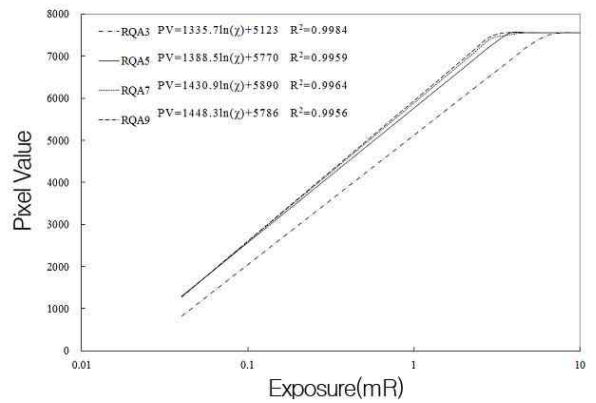


Figure 5 System Response(Characteristic Curve)

4-2. MTF

Spatial frequency 0.8(cycles/mm)에서는 RQA3,5,7 & 9 모두 동일한 값(0.54)을 나타내었다. Spatial frequency가 증가하면서 각 선질별로 점차 다른 MTF를 나타내었다. Spatial frequency 0.2(cycles/mm)에서는 RQA5가 2.59로 가장 작고 RQA3는 2.56으로 가장 좋은 값으로 나타났다. Spatial frequency 0.1(cycles/mm)에서는 RQA3는 3.65, RQA5는 3.50, RQA7는 3.42, RQA9는 3.49로

나타났다(Figure 6, Table 3).

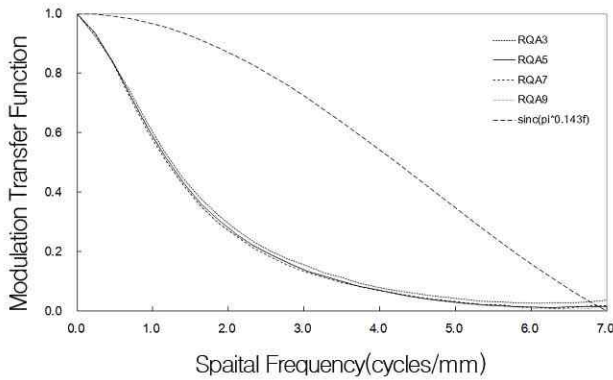


Figure 6 Modulation Transfer Function

Table 3 Modulation Transfer Function

	Spatial frequency(cycles/mm)			
	0.8	0.5	0.2	0.1
RQA3	0.54	1.18	2.56	3.65
RQA5	0.54	1.17	2.48	3.50
RQA7	0.54	1.15	2.50	3.42
RQA9	0.54	1.16	2.53	3.49

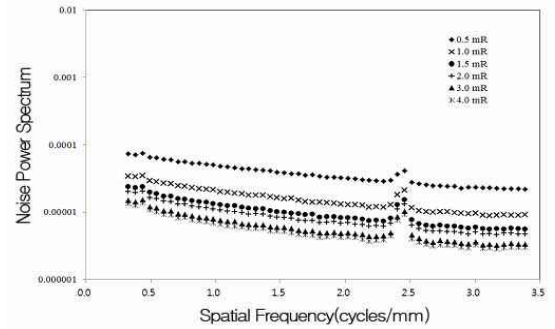
4-3. WS(NPS)

RQA3,5,7,9 모든 선질에서 선량이 증가하면서 WS(NPS)는 점차 감소하였으며, Spatial frequency 2.5(cycles/mm)에서 부분적으로 WS(NPS)가 상승하였다(Figure 7). RQA3에서 3mR일때 WS(NPS)는 최소 1×10^{-5} 까지 감소하였다. RQA5에서 3mR일때 WS(NPS)는 최소 5.7×10^{-5} 까지 감소하였다. RQA7에서 3mR일때 WS(NPS)는 최소 6.8×10^{-5} 까지 감소하였다. RQA9에서 3mR일때 WS(NPS)는 최소 6.8×10^{-5} 까지 감소하였다.

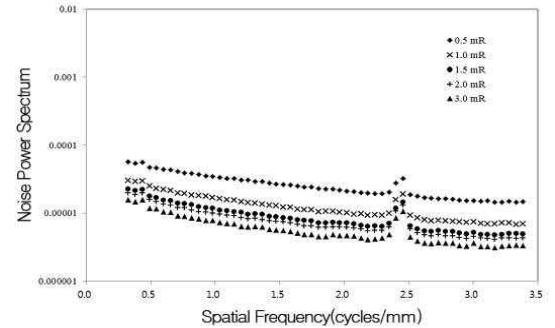
4-4. DQE

RQA3, 5, 7, 9 모든 선질에서 DQE는 0.5mR에서 최고치를 이루다가 선량이 증가하면서 점차 감소하였으며, Spatial Frequency 2.5(cycles/mm)에서 부분적으로 DQE가 감소하였다.(Figure 8) RQA3에서 1.0mR, 1.5mR 일 때 가장 높은 DQE를 나타내었으며 Spatial frequency 0.5(cycles/mm)일 때 최고 0.8을 나타내었다. RQA5에서는 0.5mR, 1.0mR일 때 가장 높은 DQE를 나타내었으며 Spatial Frequency 0.5(cycles/mm)일 때 최

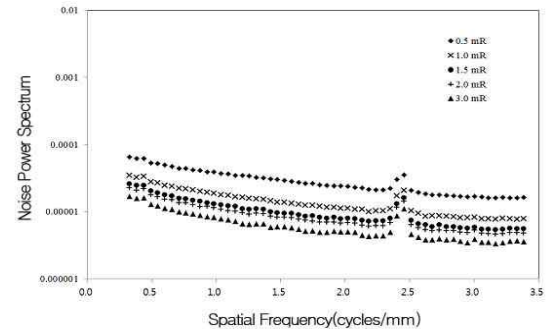
고 0.7을 나타내었다. RQA7에서는 0.5mR, 1.0mR일 때 가장 높은 DQE를 나타내었으며 Spatial Frequency 0.5(cycles/mm)일 때 최고 0.6을 나타내었다. RQA9에서는 0.5mR, 1.0mR일 때 가장 높은 DQE를 나타내었으며 Spatial Frequency 0.5일 때 최고 0.5를 나타내었다.



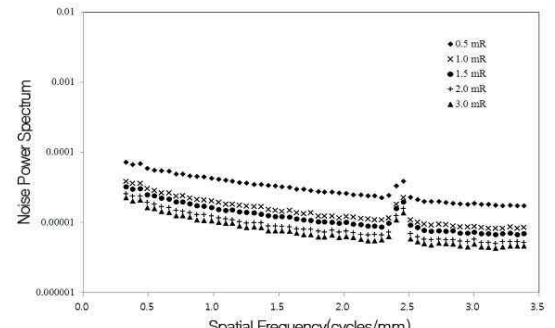
a. RQA3



b. RQA5



c. RQA7



d. RQA9

Figure 7 Wiener spectrum

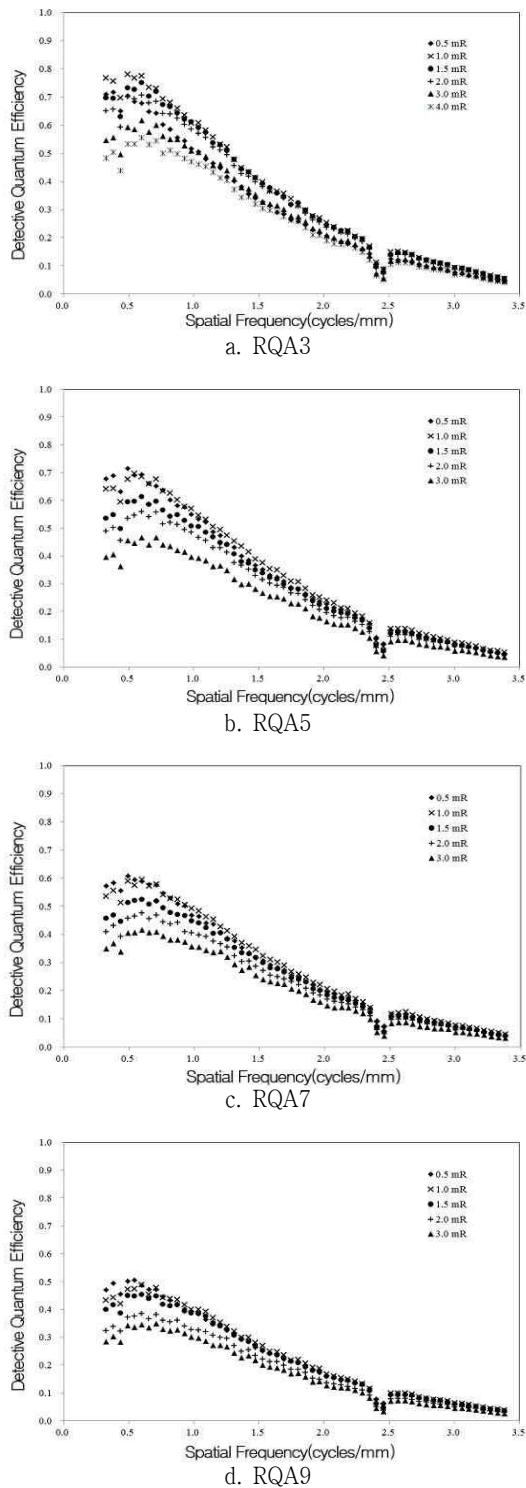


Figure 8 Detective quantum efficiency

IV. 고찰

특성곡선에서 차이가 발생하는 것은 CsI의 에너지 흡수

효율에 기인한다고 생각해 볼 수 있다. CsI는 32keV에서 에너지 흡수율의 차이가 발생된다²⁰⁾. 이는 K흡수단에 의한 에너지 흡수이며 이로 인해 에너지 흡수에 대한 효율이 크게 바뀌게 된다. 다른 실험조건 보다 RQA3는 이 부분의 에너지의 비율이 상대적으로 높아 특성곡선의 차이가 눈에 띄게 발생된다고 볼 수 있다. 이러한 특성을 분석 도구인 R²¹⁾을 사용하여 같은 경향인지 아니면 서로 분리되는 경향인지를 분석 하였다. 두 그래프를 같은 분산으로 가정하여 분석한 결과 p-value가 2.2×10^{-16} 으로 통상적인 p-value 검증 치인 0.05이하를 나타내므로 RQA3와 RQA5, RQA7, RQA9은 다른 특성을 가진 두 그래프로 분류된다. 그러나 이러한 특성은 MTF에는 그 영향력이 없는 것으로 simulation 결과 보고 되었다²²⁾.

WS(NPS)는 Spatial frequency 2.5(cycles/mm)에서 증가되는 것이 관찰되었다. 본 실험에 사용된 Image processing system의 알고리즘상의 문제라 판단된다. Pixum 4600 detector의 경우 14bit 출력을 나타낸다. 하지만, 본 실험에 사용된 시스템은 모든 영상 전처리 과정을 거친 영상의 경우 13bit(최대값 7555)를 나타낸다(Figure 5). 이것은 detector에서 발생하는 noise를 처리하고 영상 처리에 적합한 영상을 만들도록 시행하는 전처리과정에서 data의 손실이다. 이러한 과정에서 일부 데이터의 손실이 발생되어 생기는 것이라 판단된다. CR의 WS(NPS)²³⁾ 및 동일한 detector를 사용한 다른 결과에서는 이러한 내용을 찾아 볼 수 없다. 하지만 이 결과만을 가지고 평가하기는 어렵고 좀 더 많은 연구가 필요하다고 판단된다.

DQE는 모든 선질(RQA3,5,7,9)의 Spatial frequency 2.5(cycles/mm)에서 감소하였다. 이는 WS(NPS)가 Spatial frequency 2.5(cycles/mm)에서 일시적 증가에 기인한 현상이라 판단된다. 또한, 선질의 증가함에 따라 그 효율성이 감소하였다.

RQA3에서는 WS(NPS), DQE에서는 좋은 특성을 나타내었으나 특성곡선에서 다른 선질들과는 다른 특성이 나타났기에 실제 검사에 사용될 경우 피폭선량 및 영상의 질에 대한 주의가 필요하다. WS(NPS)와 DQE를 가지고 평가한 결과 RQA3를 제외하고는 RQA5가 가장 우수한 선질 특성을 나타내었다(Figure 7,8).

V. 결론

응답특성

RQA3를 제외한 나머지 선질(RQA5, RQA7, RQA9)은

하나의 특성곡선을 나타내었다(Figure 5). 1mR을 조사하였을 경우 RQA3에서 pixel value는 5130을 나타내었다. 하지만, RQA5, RQA7, RQA9는 1mR을 조사하였을 때 pixel value는 각각 5795, 5735, 5786을 나타냈다. RQA3에서 나머지 선질(RQA5, RQA7, RQA9)보다 동일한 선량에서 더 낮은 pixel value를 나타내었다.

MTF

Spatial frequency 0.5(cycles/mm)에서는 동일하게 나타났으며, 0.2(cycles/mm)에서는 0.003이내의 오차가 발생하였다. 0.1(cycles/mm)에서는 RQA3는 3.65, RQA5는 3.50, RQA7는 3.42, RQA9는 3.49이며 이는 Nyquist frequency인 3.50과 비교하여 보면 ± 0.15 의 범위에 포함되어 있다.

WS(NPS)

동일 선량일 때(1mR)를 비교하였다(Figure 9). Spatial frequency 0.5(cycles/mm)에서 WS(NPS)는 3×10^{-5} 를 나타내고 Spatial frequency가 증가하거나 선질이 증가함에(RQA3에서 RQA9로) 따라 점차 감소한다. 그러다가 Spatial frequency 2.5(cycles/mm)에서 모든 조건에서 동일하게 WS(NPS)가 증가 하였다. RQA3일 때 WS(NPS)가 가장 높았고 RQA9일 때 가장 낮았다. Spatial frequency 0.5에서 WS(NPS)는 RQA3일 때 3.45×10^{-5} , RQA9는 3.56×10^{-5} 로 나타났으며 Spatial frequency 3.0에서는 WS(NPS)는 RQA3일 때 9.5×10^{-6} , RQA5일 때 7.4×10^{-6} 으로 나타났다.

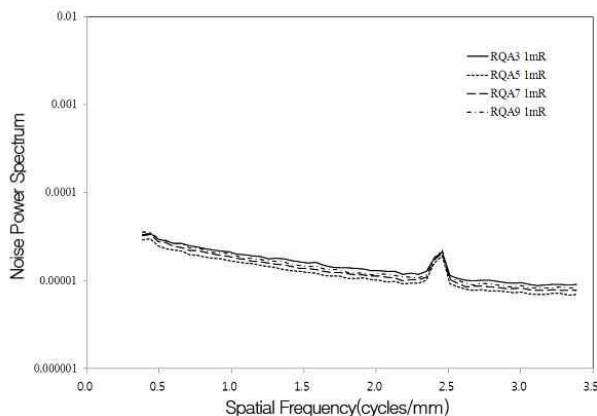


Figure 9 NPS at 1mR

DQE

동일 선량일 때(1mR)를 DQE를 비교하였다(Figure 10). Spatial frequency 0.5(cycles/mm)에서 DQE는 모든 선질에서 최고를 나타내고 RQA3는 0.78, RQA5는 0.68, RQA7는 0.59, RQA9는 0.47를 나타내었다. 선질이 증가함에 영향을 받아 DQE가 점차 감소하였다. 하지만, 이러한 DQE는 점차 그 값이 줄어 3.0(cycles/mm)일 때 RQA3는 0.09, RQA5는 0.09, RQA7는 0.08, RQA9는 0.06를 나타내었다. Spatial frequency 2.5(cycles/mm)에서 모든 조건에서 동일하게 DQE가 감소하였다.

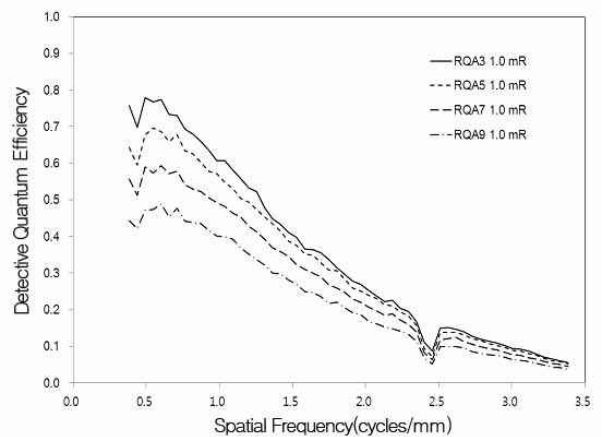


Figure 10 DQE at 1mR

선질에 따른 WS의 차이는 Spatial frequency 0.5(cycles/mm)에서는 17.3%의 차이가 발생하였으나(Figure 9) DQE는 39%의 차이가 발생하였다(Figure 10). NPS의 차이는 크지 않으나 DQE의 차이는 크게 발생하였다. Spatial frequency 3.0(cycles/mm)에서도 15%의 차이가 발생하였으나 32%의 차이가 발생하였다.

이러한 실험 결과를 통해 보면, 각 검사 및 Detector의 특성에 맞는 정확한 X선 선질의 선택이 중요하다고 할 수 있다. 또한 영상 장비마다 동일한 detector를 사용한다 하더라도 영상처리 알고리즘에 따라 서로 다른 물리적 특성을 나타낼 수 있으므로 각 장비를 사용함에 있어서 정확한 영상장비의 특성을 파악해야 할 것이다.

참고 문헌

1. Doi K : Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical

- imaging science and technology. *Phys Med Biol.* 51(13), R5-R27, 2006
2. Sonoda M, Takano M, Miyahara J, and Kato H : Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence *Radiology*, 148(3), 833-838, 1983
 3. Dobbins JT, Ergun DL, Rutz L, Hinshaw DA, Blume H and Clark DC : DQE (f) of four generations of computed radiography acquisition devices *Med. Phys.* 22(10), 1581-1593, 1995
 4. Zhao W and Rowlands JA : X-ray imaging using amorphous selenium: feasibility of a flat panel self-scanned detector *digital radiology Med. Phys.* 22(10), 1595-1604, 1995
 5. Antonuk LE, Boudry J, and Huang W et al. : Demonstration of megavoltage and diagnostic X-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays *Med. Phys.* 19(6), 1455-1466, 1992
 6. Granfors PR and Aufrichtig R : Performance of a 41×41-cm² amorphous silicon flat panel X-ray detector for radiographic imaging applications. *Med. Phys.* 27(6), 1324-33, 2000
 7. Finc C, Hallscheidt PJ, and Noeldge G et al. : Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *Am. J. Roentgenol.* 178(2), 481-486, 2001
 8. Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, De Hauwere A, Verstraete K and Thierens H : Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional filmscreen radiography and phosphor-based computed radiography. *Am. J. Roentgenol.* 181(4), 923-929, 2003
 9. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Report No 41. Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems, Bethesda, 1986
 10. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Report No 54. Medical Imaging: The Assessment of Image Quality, Bethesda, 1996
 11. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Report No 70. Image Quality in Chest Radiography, Bethesda, 2003
 12. 김정민, 이기성, 김유현 : 디지털 의료영상에서 위너 스펙트럼(Wiener spectrum)의 보정방법. *방사선기술과학*, 32(1), 17-24, 2009
 13. IEC (International Electrotechnical Commission) 62220-1. Medical electrical equipment Characteristics of digital X-ray imaging devices Part 1: determination of the detective quantum efficiency. Geneva, 2003.
 14. IEC (International Electrotechnical Commission) 61267 Medical diagnostic X-ray equipment Radiation conditions for use in the determination of characteristics, Geneva, 1994
 15. Illers H, Buhr E, and Hoeschen C : Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1. *Radiat. Prot. Dosimetry*, 114(1-3), 39-44, 2005
 16. Samei E, Flynn MJ : An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phy*, 30(4), 608-622, 2003
 17. 김정민 : 디지털 특성곡선의 작도법. *방사선기술과학*, 30(1), 67-73, 2007
 18. Fujita H, Tasai D-Y, and Itoh T, et al. : A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Trans Med Imaging* 11(1). 34-39, 1992
 19. 김정민, 디지털 의료영상에서 Edge method에 의한 Modulation Transfer Function 보정방법과 특이성, *방사선기술과학*, 30(3), 251-257, 2007
 20. R. K. Swank. Absorption and noise in X-ray phosphors. *J. Appl. Phys*, 44(9), 4199-4203, 1973
 21. Team RDC. R: A language and environment for statistical computing. Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing, 2012.
 22. 박민석, X-선 스펙트럼 변화에 의한 CsI(Tl) 디지털 X-선 검출기 MTF의 에너지 의존성 평가, *고려대학교*, 2012
 23. 김정민, 민정환, 정희원, 임은경, 양한준 :Regius 150 Computed Radiography 시스템의 Noise 평가에 관한 연구, *방사선기술과학*, 29(4), 237-240, 2006

• Abstract

Performance Characteristic of a CsI(Tl) Flat Panel Detector Radiography System

Hoi-Woun Jeong · Jung-Hwan Min¹⁾ · Jung-Min Kim²⁾ · Min-Seok Park³⁾ · Gaung-Young Lee⁴⁾

Beakseok Culture University, Department of Radiological Science

¹⁾*Shingu University, Department of Radiological Technology*

²⁾*Korea University, College of Health Science, Department of Radiological Science*

³⁾*Korea Institute of Radiological & Medical Sciences, Research Institute of Radiological & Medical Sciences*

⁴⁾*National Institute of Food and Drug Safty Evaluation*

The purpose of this work was to evaluate an amorphous silicon cesium iodide based indirect flat-panel detector (FPD) in terms of their modulation transfer function (MTF), Wiener spectrum (WS, or noise power spectrum, NPS), and detective quantum efficiency (DQE). Measurements were made on flat-panel detector using the International Electrotechnical Commission (IEC) defined RQA3, RQA5, RQA7, and RQA9 radiographic technique. The MTFs of the systems were measured using an edge method. The WS(NPS) of the systems were determined for a range of exposure levels by two-dimensional (2D). Fourier analysis of uniformly exposed radiographs. The DQEs were assessed from the measured MTF, WS(NPS), exposure, and estimated ideal signal-to-noise ratios. Characteristic curve in the RQA3 showed difference in the characteristic curve from RQA5, RQA7, RQA9. MTFs were not differences according to x-ray beam quality. WS(NPS) was reduced with increasing dose, and RQA 3, RQA5, RQA7, RQA9 as the order is reduced. DQE represented the best in the 1mR, RQA 3, RQA5, RQA7, RQA9 decrease in the order. The physical imaging characteristics of FPD may also differ from input beam quality. This study gives an initial motivation that the physical imaging characteristics of FPD is an important issue for the right use of digital radiography system.

Key Words : flat-panel detector, modulation transfer function, Wiener spectrum, noise power spectrum, detective quantum efficiency