

몬테카를로 영상모의실험 코드를 이용한 $Gd_2O_2S(Tb)$ 섬광체 및 광센서 어레이 기반 디지털 X-선 영상시스템의 화질평가

정만희¹, 정인범¹, 박주희¹, 오지은², 조효성², 한봉수², 김 신³, 이봉수⁴, 김호경⁵

¹연세대학교 보건과학대학 의공학부, ²방사선학과, ³제주대학교 에너지공학과,
⁴건국대학교 의공학부, ⁵부산대학교 기계공학부
(2004년 4월 8일 접수, 2004년 6월 29일 채택)

Evaluation of Image Qualities for a Digital X-ray Imaging System Based on $Gd_2O_2S(Tb)$ Scintillator and Photosensor Array by Using a Monte Carlo Imaging Simulation Code

M.H. Jeong¹, I.B. Jeong¹, J.H. Park¹, J.E. Oh², H.S. Cho², B.S. Han², S. Kim³, B.S. Lee⁴, H.K. Kim⁵

¹Department of Biomedical Engineering, ²Department of Radiological Science, Yonsei University

³Department of Nuclear & Energy Engineering, Cheju University

⁴Department of Biomedical Engineering, Konkuk University

⁵School of Mechanical Engineering, Pusan National University

(Received April 8, 2004. Accepted June 29, 2004)

요약 : 본 연구에서는 디지털 X-선 영상시스템의 최적화 설계를 위하여 몬테카를로 방법을 이용한 영상모의실험용 코드를 visual C++ 프로그래밍 언어를 사용하여 개발하였다. 디지털 X-선 영상시스템으로 $Gd_2O_2S(Tb)$ 섬광체 및 광센서 어레이를 고려하였으며, 일반적인 실험 환경을 모사하기 위해 2차원 평행 그리드를 포함시켰다. X-선과 피사체, 그리드 및 섬광체와의 반응, 그리고 섬광체에서 발생된 빛의 거동 및 광센서 어레이에서의 수집을 몬테카를로 방법을 이용하여 모사하였다. $Gd_2O_2S(Tb)$ 섬광체의 두께는 $66\mu m$ 로 설정하였으며, 광센서 어레이의 픽셀 피치는 $48\mu m$ 그리고 픽셀의 포맷은 256×256 으로 가정하였다. 다양한 모의실험조건에서 X-선 영상을 획득한 후 객관적인 영상시스템의 성능평가 지표인 SNR(signal-to-noise ratio), MTF(modulation transfer function), NPS(noise power spectrum), DQE(detective quantum efficiency) 등을 계산하였으며, 이를 통해 화질을 평가하였다. 본 연구에서 개발된 영상모의실험 코드는 다양한 디지털 X-선 영상시스템에 대해 여러 설계변수들에 대한 성능을 예측함으로써 영상시스템 최적설계에 활용될 수 있다.

Abstract : In this study, we developed a Monte Carlo imaging simulation code written by the visual C++ programming language for design optimization of a digital X-ray imaging system. As a digital X-ray imaging system, we considered a $Gd_2O_2S(Tb)$ scintillator and a photosensor array, and included a 2D parallel grid to simulate general test conditions. The interactions between X-ray beams and the system structure, the behavior of lights generated in the scintillator, and their collection in the photosensor array were simulated by using the Monte Carlo method. The scintillator thickness and the photosensor array pitch were assumed to $66\mu m$ and $48\mu m$, respectively, and the pixel format was set to 256×256 . Using the code, we obtained X-ray images under various simulation conditions, and evaluated their image qualities through the calculations of SNR (signal-to-noise ratio), MTF (modulation transfer function), NPS (noise power spectrum), DQE (detective quantum efficiency). The image simulation code developed in this study can be applied effectively for a variety of digital X-ray imaging systems for their design optimization on various design parameters.

Key words : Monte Carlo simulation, Digital X-ray imaging, $Gd_2O_2S(Tb)$ scintillator, SNR, MTF, NPS, DQE

서 론

필름/스크린 방식의 아날로그 X-선 영상촬영법은 우수한 공간해상도와 저렴한 비용으로 인해 아직까지도 전체 의료/산업용 X-선 영상기기의 약 70%를 차지할 만큼 널리

사용되고 있으나, 필름의 보관장소, 현상과정에서 기인할 수 있는 환경오염, 환자 진료시간의 지연, 영상데이터의 통합관리 및 기존 영상자료의 활용 등에 많은 문제점을 내포하고 있다 [1]. 이러한 문제점들을 해결하기 위해서 1980년대 후반부터 지금까지 아날로그 X-선 영상정보를 디지털화하는 X-선 영상검출기에 대한 연구개발이 활발히 진행되고 있다. 특히 최근에 의료영상 분야에서 많은 양의 아날로그 영상자료를 데이터베이스화함으로써 영상자료의 관리, 검색 및 전송의 편리함을 도모하고자 하는 병원정보시스템(hospital information system; HIS), 의료영상자료의 저장

본 연구는 과학기술부 원자력기초공동연구소사업(BAERI)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

통신저자: 정만희

Tel. (033)760-2720, 010-3062-2349

E-mail. manni76@bme.yonsei.ac.kr

및 전송 시스템(picture archiving and communication system; PACS) 등과 같은 의료정보화시스템의 구축과 맞물려 효율적인 디지털 X-선 영상시스템에 대한 개발의 필요성이 점차 높아지고 있다. 의료영상 데이터의 디지털화는 영상자료를 전산화 및 정보화하는데 유용하고 여러 가지 영상후처리 기법을 적용하여 사용목적에 부합되는 영상으로 재구성할 수 있으며, 디지털 X-선 영상센서의 조사선량에 대한 선형적인 반응특성 및 높은 민감도로 인해 기존의 필름/스크린 방식에 비해 관용도(latitude)가 넓고 또한 환자의 피폭선량을 줄일 수 있는 장점이 있다. 이러한 디지털 X-선 영상시스템은 X-선 검출방식에 따라 직접방식과 간접방식으로 구분할 수 있는데, 전자는 광전도물질(a-Se, HgI₂ 등)을 사용하여 직접 입사 X-선으로부터 생성된 전기적 신호를 검출하여 X-선 영상을 획득하는 방식이고, 후자는 섬광물질(Gd₂O₂S(Tb), CsI(Tl), CdWO₄ 등)을 사용해 입사 X-선을 가시광으로 전환시킨 후 수광소자(CDD, CMOS, a-Si:H photodiode array 등)를 사용하여 X-선 영상을 획득하는 방식이다. 본 연구에서는 디지털 X-선 영상시스템의 최적화설계를 위하여 몬테카를로 영상모의실험 코드를 비주얼 C++ 프로그래밍 언어를 사용하여 개발하였다. 개발된 영상모의실험 코드를 검증하고 평가하기 위하여 66 μ m 두께의 Gd₂O₂S(Tb) 섬광체와 48 μ m \times 48 μ m 픽셀크기의 광센서 어레이로 설계된 디지털 X-선 영상시스템에 대하여 다양한 모의실험 조건에서 X-선 영상을 획득한 후, 영상센서의 객관적 성능지표인 SNR(signal-to-noise ratio), MTF(modulation transfer function), NPS(noise power spectrum), DQE(detective quantum efficiency) 등을 계산하여 그 화질을 평가하였다 [2].

몬테카를로 영상모의실험 코드

그림 1은 본 영상모의실험에서 사용된 디지털 X-선 영상시스템의 개략적인 구조를 나타낸다. 모의실험 코드에서 사용된 X-선은 IEC(International Electrotechnical Commission) 규약의 RQA5 실험조건(filteration: 2.5Al+21Al (mmAl), HVL: 7.047 (mmAl), kV_p: 74, E_{ave}: 54 (keV))에서 정의된 평균에너지를 사용하였으며, 이때 해당되는 X-선의 fluence는 약 2.9 \times 10⁵ photons/mm²으로 계산되었다 [3]. 조사 X-선은 250 μ m 두께의 납 팬텀에 수직으로 입사된다고 가정하였으며, 일반적인 라디오그래피 영역의 에너지 구간에서는 전자쌍생성(pair production) 반응을 무시할 수 있으므로 납 팬텀과의 상호작용은 광전흡수와 콤프턴산란으로 제한하였다 [4]. 납 팬텀을 투과하면서 발생한 산란 X-선을 제거하기 위해 2차원 평행구조를 가진 상용 그리드(연박간격: 1.40 (mm), 연박두께: 0.25 (mm), 연박높이: 25.20 (mm))를 사용하였고, 그리드를 통과한 X-선이 Gd₂O₂S(Tb) 섬광체 내에서 상호작용할 때 생성되는 가시광은 등방향적으로 발산하며 이 때 생성되는 가시광의 평균수는 2.24 \times 10⁴E_x [photons/MeV]로 가정하였다 [5]. 여기서 E_x는 Gd₂O₂S(Tb) 섬광체 내에 흡수된 입사 X-선의 에너지를 MeV 단위로 표시한 것이다. 광센서 어레이의 전체 실효면적 및 픽셀크기는 각각 1.23 \times 1.23cm², 48 \times 48 μ m²이며, 따라서 영상의 공간적 샘플링 포맷은 256 \times 256이다. 이때 광센서 어레이의 양자효율(quantum efficiency)은 70%로 가정하였으며 [6], 획득한 영상데이터는 최종적으로 8 bit gray scale로 양자

화하였다. 그림 2는 본 영상모의실험 코드의 간략화된 알고리즘을 나타내며 [1], 그림 3은 본 코드의 GUI 환경을 보여준다. 본 모의실험코드를 이용하여 SNR 및 NPS 측정을 위한 white image, 다양한 형태의 테스트 팬텀(edge, line, star, circle 등) 영상을 획득할 수 있으며, 또한 2차원 FFT(fast fourier transform)을 수행할 수 있다.

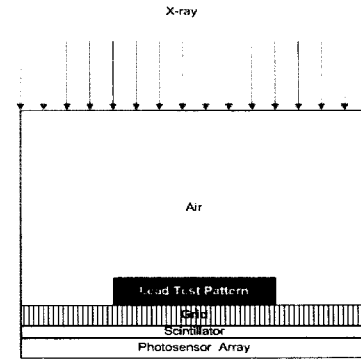


그림 1. 몬테카를로 영상모의실험에 사용한 디지털 X-선 영상시스템의 구조
Fig. 1. Configuration of a digital X-ray imaging system used in the Monte Carlo imaging simulation

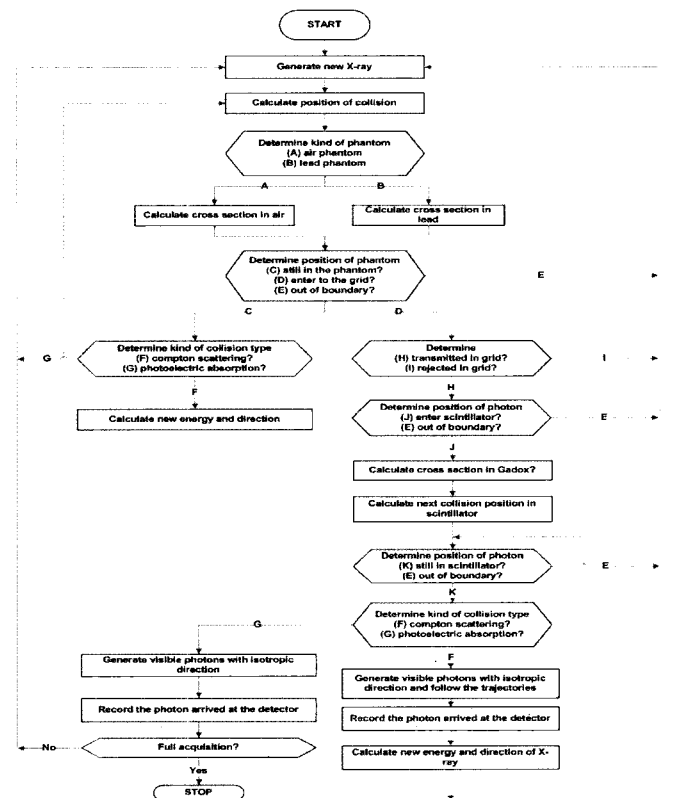


그림 2. 몬테카를로 영상모의실험 코드의 알고리즘
Fig. 2. Algorithm of the Monte Carlo imaging simulation code

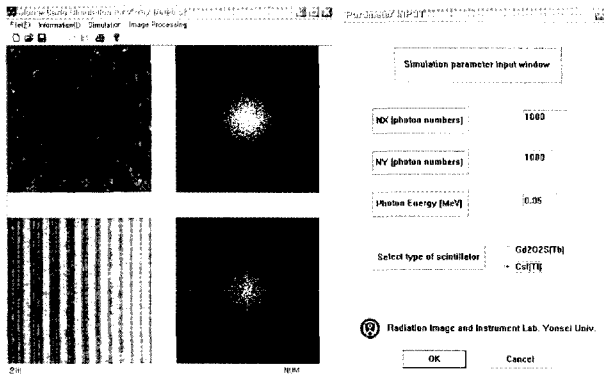


그림 3. 몬테카를로 영상모의실험 코드의 GUI 환경
 Fig. 3. Graphic user interface of the Monte Carlo imaging simulation code

영상모의실험 결과 및 고찰

본 연구에서 개발한 몬테카를로 영상모의실험 코드를 사용하여 다양한 실험조건에서 X-선 영상을 시뮬레이션한 후 SNR, MTF, NPS, DQE 등을 계산하여 그 화질을 평가하였다.

1. 신호대잡음비(SNR)

영상의 잡음(noise)은 영상신호에서의 불확정성 또는 부정확성을 의미하며 크게 영상정보를 구성하는 광자수에 기인한 잡음과 영상신호처리 회로에 의한 잡음으로 구분된다. 전자는 영상정보를 구성하는 광자수가 적을 때 그 불확정성의 정도가 증가하며 반면 광자수가 증가하면 영상신호로서 검출될 확률이 높아져 영상신호에 대한 잡음의 영향이 감소한다 [6]. 본 논문에서는 후자에 의한 잡음 영향은 배제되었으며 향후 고려될 것이다. 그림 4 (a)는 X-선 영상시스템의 신호대잡음비를 평가하기 위해 중심부분을 제거한 납 팬텀을 사용하여 시뮬레이션한 영상이며 그림 4 (b)는 이 때 지시선을 따라 측정된 획득영상의 gray scale 값을 각각 나타낸다. 영상신호는 주변의 납 팬텀과 중심의 원형 영역에서의 gray scale 값의 차(ΔD)를 그리고 이때 영상잡음은 획득영상의 gray scale 값의 표준편차(s)를 의미하는데, 이들의 비가 신호대잡음비($\Delta D/s$)로 정의된다 [6]. 그림 5는 RQA5 실험조건에서 X-선 조사선량을 0.01 mR에서 1.0 mR까지 변화시키면서 측정된 X-선 영상시스템의 신호대잡음비를 나타낸다. 낮은 조사선량에서는 급격히 증가하다가 약 0.1 mR의 조사선량에서 포화되기 시작하는 경향을 보였다. 그림 5에서 나타난 바와 같이 입사 X-선의 수가 많아질수록 영상신호에 대한 잡음의 영향이 감소하였으며, 본 연구에서 설계된 디지털 X-선 영상시스템은 약 0.2 mR 이상의 노출조건에서 잡음의 영향이 최소화됨을 알 수 있었다. 따라서 디지털 X-선 영상시스템의 X-선 조사선량에 대한 반응특성이 거의 선형적이므로 영상의 대조도를 저하시키지 않고서 신호대잡음비를 최적화할 수 있는 최소 노출조건은 약 0.2 mR임을 알 수 있었다.

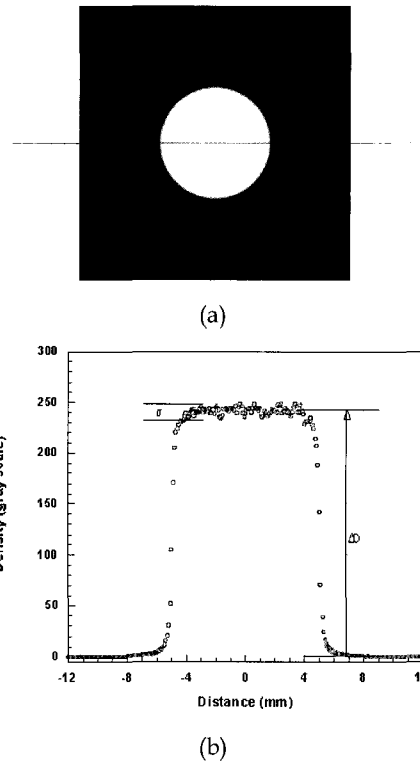


그림 4. SNR을 계산하기 위한 (a) 테스트 패턴 영상과 (b) 농도분포 곡선
 Fig. 4. The test pattern image and density distribution curve for SNR calculation

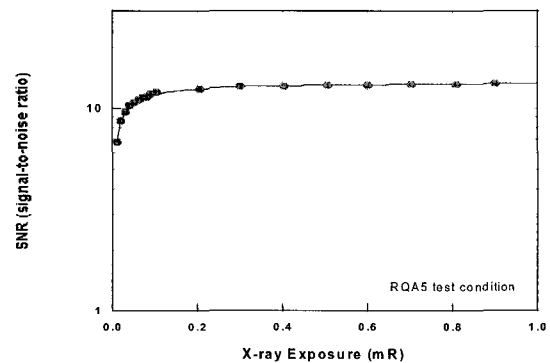


그림 5. RQA5 실험조건에서 계산한 X-선 조사선량에 따른 SNR 곡선
 Fig. 5. SNR curve with X-ray exposures calculated at RQA5 test condition

2. 변조전달함수 (MTF)

변조전달함수란 어떤 영상시스템의 주파수응답을 나타내는 것으로서 피사체대조도(subject contrast)에 대한 영상대조도(image contrast)의 비로 정의된다 [7]. 변조전달함수의 측정방법에는 해상력 chart를 이용하는 방법, 10 μ m 폭의

slit을 이용하는 방법, edge 테스트 패턴을 이용하는 방법 등이 있는데, 본 연구에서는 모의실험을 하기에 유용한 edge 테스트 패턴을 이용한 MTF 측정법을 선택하였다 [8]. MTF 곡선은 edge test pattern을 이용하여 모의영상을 획득한 후 edge 부분의 농도 값을 스캐닝하여 얻은 ESF(edge spread function) 곡선을 구한 다음, 식 (1)과 같이 미분하여 Fourier 변환을 취하면 구해진다 [9].

$$MTF(f) = FT \frac{d}{dx} [ESF(x)] \quad (1)$$

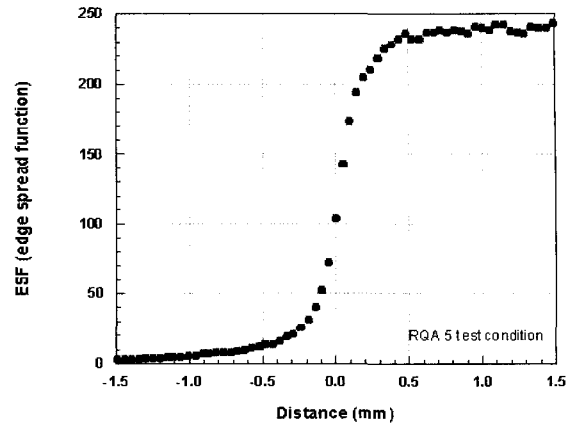
본 모의실험에서는 높은 공간주파수 영역에서의 잡음왜곡(noise-aliasing) 현상을 피하기 위하여 edge 테스트 패턴을 입사 X-선 방향에 대해 0.2° 경사지게 하여 고의적으로 샘플링 수를 늘렸으며, 모의영상을 획득한 후 이로부터 ESF 및 LSF(line spread function) 곡선을 구하여 식 (2)와 같은 1차원 Gaussian 곡선으로 근사시킨 후 Fourier 변환을 취하여 영상시스템의 MTF 곡선을 계산하였다:

$$I = I_{min} + I_{max} \cdot e^{-\frac{(x - x_{cen})^2}{s^2}} \quad (2)$$

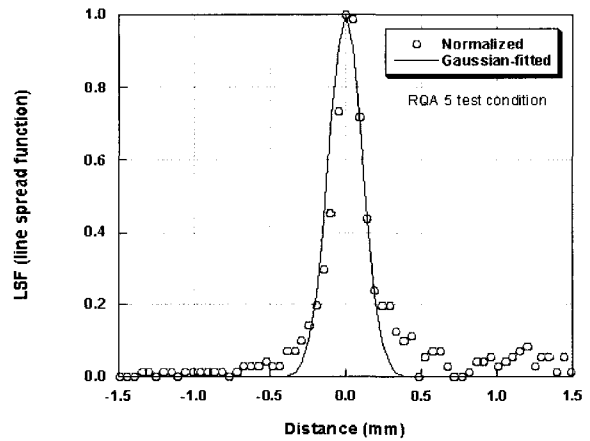
여기서 I_{min} 과 I_{max} 는 각각 입력데이터의 최소값 및 최대값을 나타내며, x_{cen} 와 s 는 각각 최대값의 위치 및 픽셀크기를 고려한 획득영상의 표준편차를 나타낸다. 또한 sinc(bf) 함수로 표현되는 광센서 어레이의 픽셀크기에 의한 MTF로 나누어 주면 영상시스템의 *presampled* MTF를 계산할 수 있다. 이때 b 는 픽셀크기이며 f 는 공간주파수를 나타낸다. 그림 6은 RQA5 실험조건에서 획득한 edge 테스트 패턴 영상을 보여주며, 그림 7(a)와 (b)는 이때 측정된 ESF 및 LSF 곡선을 각각 나타낸다. 그림 8은 최종적으로 계산된 영상시스템의 MTF, sinc(bf) 함수로 표현되는 광센서 어레이 자체의 MTF 및 *presampled* MTF를 나타내는데, 주어진 실험조건에서 본 연구에서 설계된 디지털 X-선 영상시스템에 대한 10% MTF의 공간주파수는 약 3.1 lp/mm로 평가되었다.



그림 6. MTF 측정을 위한 edge test pattern 영상
Fig. 6. Image of a edge test pattern for MTF calculation



(a)



(b)

그림 7. RQA5 실험조건에서 측정된 (a) ESF 및 (b) LSF 곡선
Fig. 7. (a) ESF and (b) LSF curves measured at RQA5 test condition

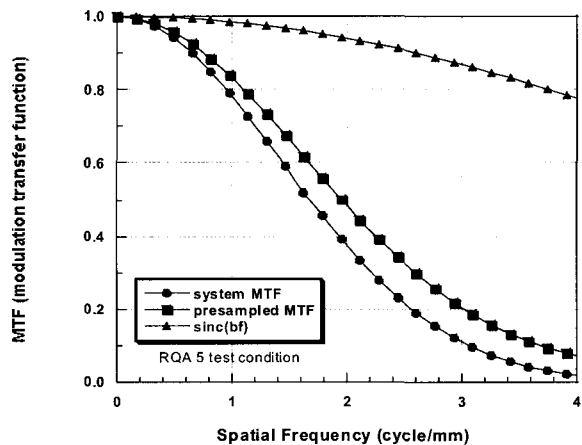


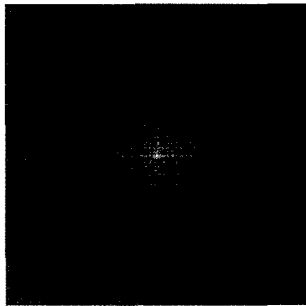
그림 8. RQA5 실험조건에서 측정된 시스템 MTF와 presampled MTF 곡선
Fig. 8. System MTF and presampled MTF curves measured at RQA5 test condition

3. 잡음력스펙트럼(NPS)

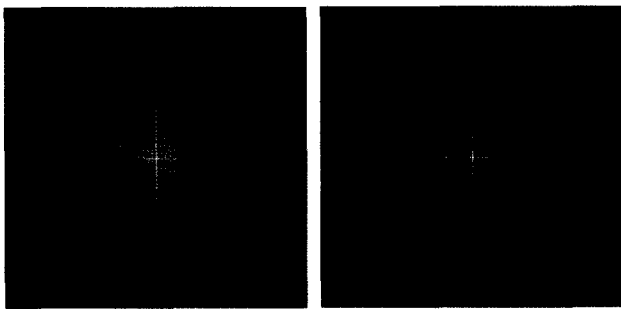
잡음력스펙트럼이란 잡음의 분산값의 분포를 공간주파수 상에 표현한 것으로 영상에서 픽셀간의 변동요인인 잡음의 공간주파수에 대한 의존도를 나타낸다 [10]. 영상신호에서의 변동은 입사된 X-선 양에 의한 양자화잡음이나 신호변환 단계에서의 이득변화, 그리고 외부잡음에 의해 발생될 수 있다. 본 모의실험에서는 그림 9와 같이 각 실험 조건에서 2차원 NPS를 측정하여 수직축 혹은 수평축에서 각 축상에서의 값은 배제하고 이웃한 열 혹은 행 값들을 각각 평균하여 1차원 NPS를 계산하였다. 각각의 조사선량에서 획득된 white 영상의 ROI(region of interest)를 각각 128x128 크기의 4개 구역으로 나눈 뒤 각 분할영상을 식 (3)과 (4)를 이용하여 $NPS_{raw}(u,v)$ 및 $NPS_{normalized}(u,v)$ 를 획득하였다 [11].

$$NPS_{raw}(u, v) = \frac{\langle FT(u, v)^2 \rangle}{N_x N_y} \Delta x \Delta y \quad (3)$$

$$NPS_{normalized}(u, v) = \frac{NPS_{raw}(u, v)}{\text{Mean signal of } 256 \times 256 ROI^2} \quad (4)$$



(a)



(b)

(c)

그림 9. RQA5 실험조건에서 측정된 2D NPS 영상: (a) 0.01 mR, (b) 0.1 mR, (c) 1 mR

Fig. 9. 2D NPS images measured at RQA5 test condition: (a) 0.01 mR, (b) 0.1 mR, and (c) 1 mR

이때 $\langle FT(u, v)^2 \rangle$ 는 모든 ROI 영상에서의 Fourier 변환값의 제곱평균을 나타내며, N_x 와 N_y 는 이산

Fourier 변환의 요소수, 그리고 $\Delta x, \Delta y$ 는 x-, y-축의 픽셀크기를 각각 나타낸다. 그림 10은 식(4)를 이용하여 각 조사선량에 대해서 계산된 정규화된 1차원 NPS 곡선을 나타낸다. 그림 10에서 나타난 바와 같이 공간주파수가 증가할수록 NPS 곡선은 점진적으로 감소하였으며, 또한 X-선 조사선량이 증가할수록 영상신호에 대한 잡음의 영향이 감소됨을 알 수 있다.

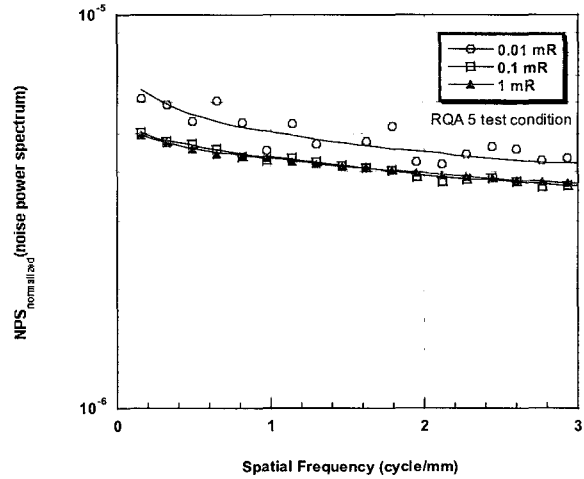


그림 10. RQA5 실험조건에서 측정된 X-선 조사선량에 따른 정규화된 1D NPS 곡선

Fig. 10. Normalized 1D NPS curves with X-ray exposures at RQA5 test condition

4. 양자검출효율 (DQE)

디지털 X-선 영상시스템에서의 양자검출효율은 입력 SNR에 대한 출력 SNR 비의 제곱으로 정의되며, 식 (5)와 같이 계산된다 [12-14].

$$DQE(f) = \frac{G \times MTF^2(f)}{q \times X \times NPS_{normalized}(f)} \quad (5)$$

여기서 X는 조사선량(mR)을 나타내고, G는 gain factor로서 여기서는 정규화된 NPS를 이용하기 때문에 1과 같으며, q값은 식 (6)와 같이 표현된다 [2,4].

$$q = \left(\frac{Signal}{Noise} \right)^2 = \frac{\left(\int_0^{kVp} \Psi(E) E dE \right)^2}{\int_0^{kVp} \Psi(E) E^2 dE} \quad (6)$$

여기서 E는 광자에너지를 의미하고, $\Psi(E)$ 는 단위조사선량당 X-선 스펙트럼을 나타낸다. 본 논문에서는 q값을 계산하기 위해서 SRS-78 시뮬레이션 코드를 사용하였으며, 그림 11은 RQA5 실험조건에서 계산된 X-선 fluence(photons/mm²)를 나타낸다. 또한 각각의 조사선량에 해당하는 DQE 값은 식 (7)을 사용하여 계산하였다 [3].

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{NPS_{normalized}(f) \cdot q \times X} = \frac{NEQ(f)}{q \times X} \tag{7}$$

$$NEQ(f) = \frac{MTF^2(f)}{NPS_{normalized}(f)} \tag{8}$$

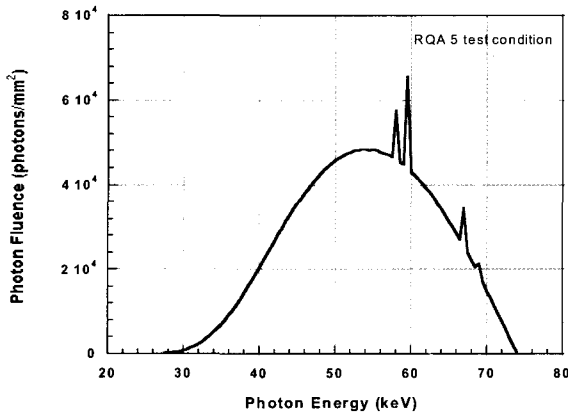


그림 11. RQA5 실험조건에서 SRS-78 프로그램에 의해 계산된 X-선 스펙트럼
 Fig. 11. X-ray spectrum calculated with SRS-78 program at RQA5 test condition

여기서 NEQ(f)는 디지털 X-선 영상시스템의 noise-equivalent quanta를 나타낸다. 그림 12와 13은 각 조사선량에서 계산된 NEQ(f) 및 DQE(f)를 각각 나타낸다. 그림 12에 나타난 바와 같이 공간주파수가 증가함에 따라 DQE 값은 감소하였으며, 이 때 DQE(0) 값은 0.01, 0.1, 1 mR 조사선량에 대해 각각 0.54, 0.68, 0.7로 계산되었다. 또한 조사선량이 증가할수록 DQE 값은 증가하였으며 이는 X-선 조사선량이 증가할수록 센서의 광자검출효율이 증가함을 나타낸다.

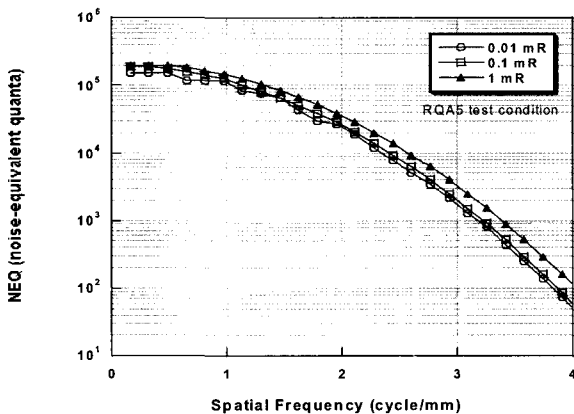


그림 12. RQA5 실험조건에서 측정된 X-선 조사선량에 따른 NEQ 곡선
 Fig. 12. NEQ curves with X-ray exposures at RQA5 test condition

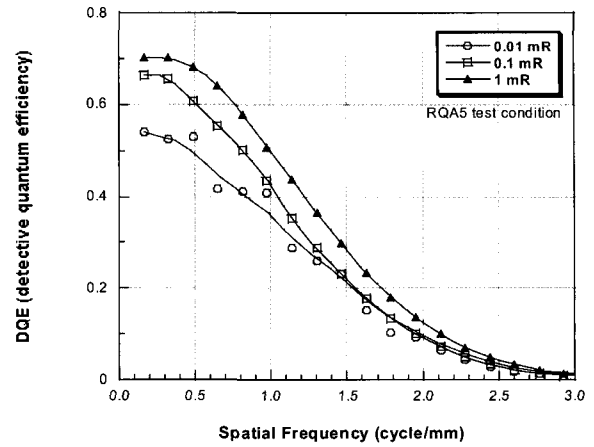


그림 13. RQA5 실험조건에서 측정된 X-선 조사선량에 따른 DQE 곡선
 Fig. 13. DQE curves with X-ray exposures at RQA5 test condition

결론

본 연구에서는 디지털 X-선 영상시스템의 최적화 설계를 위하여 몬테카를로 방법을 이용한 영상모의실험용 코드를 visual C++ 프로그래밍 언어를 사용하여 개발하였다. 개발된 영상모의실험 코드를 사용하여 66µm 두께의 Gd₂O₃(Tb) 섬광체와 48×48µm² 픽셀크기의 광센서 어레이로 설계된 디지털 X-선 영상시스템에 대하여 다양한 모의실험 조건에서 X-선 영상을 획득한 후, 영상센서의 객관적 성능지표인 SNR, MTF, NPS, DQE 등을 계산하여 그 화질을 평가하였다. 본 연구에서 설계된 디지털 X-선 영상시스템의 SNR 특성은 낮은 조사선량에서는 급격히 증가하다가 약 0.1 mR의 조사선량에서 포화되기 시작하는 경향을 보였으며 약 0.2 mR 이상의 노출조건에서 잡음의 영향이 최소화됨을 알 수 있었다. 또한 RQA5 실험조건에서 10% MTF에 해당되는 공간주파수는 약 3.1 lp/mm로 측정되었으며, 공간주파수가 증가할수록 NPS와 DQE 특성은 점진적으로 감소하였다. 이 때 DQE(0) 값은 0.01, 0.1, 1 mR 조사선량에서 각각 0.54, 0.68, 0.7로 계산되었다. 본 영상모의실험 코드는 다양한 디지털 X-선 영상시스템에 대해 여러 설계변수들에 대한 성능을 예측함으로써 영상시스템의 최적설계에 활용될 수 있다.

참고 문헌

1. 홍대기, "디지털 X-선 영상시스템의 설계를 위한 몬테카를로 모의실험에 관한 연구", 연세대학교 대학원 석사학위논문, 2002
2. Ehsan Samei, "Image quality in two phosphore-based flat panel digital radiographic detectors", Med. Phys., Vol. 30, pp. 1747-1757, 2003
3. Ehsan Samei, Michael J. Flynn, Harrell G. Ghotas, James T. Dobbins, III, "DQE of Direct and Indirect

- Digital Radiographic Systems*", Proceedings of SPIE, Vol. 4320, pp. 189-197, 2001
4. Michael J. Flynn and Ehsan Samei, "Experimental Comparison of Noise and Resolution for 2k and 4k Storage Phosphor Radiography Systems", Med. Phys., Vol. 26, pp. 1612-1623, August 1999
 5. C. Fröjdh, H.E. Nilsson, P. Nelvig, C.S. Peterson, "Simulation of the X-ray Response of Scintillator Coated Silicon CCDs", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol., 45, No. 3, June 1998
 6. H.K. Lee, K.S. Shinn, T.S. Shu, B.Y. Choe, "Monte Carlo studies on the amorphous silicon based digital X-ray imagers", IEEE Nuclear Science Symposium, Vol. 2, pp. 1288-1262, Nov. 1997
 7. Bruce H. Hasegawa, Medical X-ray Imaging, Medical Physics Publishing Co., 1991
 8. Ehsan Samei, Michael J. Flynn, "A Method for Measuring the Presampled MTF of Digital Radiographic Systems Using an Edge Test Device", Med. Phys. Vol. 25, pp. 102-113, January 1998
 9. Hiroshi Fujita, Du-Yih Tsai, Takumi Itoh, Kunio Doi, Junji Morishita, Katsuhiko Ueda, and Akiyoshi Ohtsuka, "A Simple Method for Determining the Modulation Transfer Function", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 11, No 1, March 1992
 10. Mark B. Williams, Peter A. Manggiafico, Piero U. Simoni, "Noise Power Spectra of Images from Digital Mammography Detector", Med. Phys. Vol. 26, pp. 1279-1293, July 1999
 11. M.L Giger, K. Doli, and C.E. Metz, "Investigation of Basic Imaging Properties in Digital Radiography 2: Noise Power Spectrum", Med. Phys., Vol. 26, pp. 797-805, 1984
 12. Srinivasan Vedantham, Andrew Karellas, Sankararaman Suryanarayanan, "Mammographic Imaging with a Small Format CCD-Based Digital Cassette: Physical Characteristics of a Clinical System", Med. Phys., Vol. 27, pp. 1832-1839, August 2000
 13. James T. Dobbins III, David L. Ergun, Lois Rutz, Dean A. Hinshaw, Hartwing Blum, and Dwayn C. Clark, "DQE(f) of Four Generations of Computed Radiography Acquisition Devices", Med. Phys., Vol. 22, pp. 1581-1593, October 1995
 14. Ehsan Samei, "Image Quality in Two Phosphor-based Flat Panel Digital Radiographic Detector", Med. Phys., vol. 30, pp.1747-1757, July 2003