J. Biomed. Eng. Res : 756-767, 2007

디지털 래디오그라피의 신호 및 잡음 특성에 대한 방사선 영향에 관한 연구

김호경[1], 조민국[1], Thorsten Graeve[2]

[1]부산대학교 기계공학부, [2]Rad-icon Imaging Corp., USA

Investigation of Radiation Effects on the Signal and Noise Characteristics in Digital Radiography

Ho Kyung Kim[1], Min Kook Cho[1], Thorsten Graeve[2]

[1]School of Mechanical Engineering, Pusan National University, [2]Rad-icon Imaging Corp., USA

(Received June 17, 2007. Accepted August 24, 2007)

Abstract

For the combination of phosphor screens having various thicknesses and a photodiode array manufactured by complementary metal-oxide-semiconductor (CMOS) process, we report the observation of image-quality degradation under the irradiation of 45-kVp spectrum x rays. The image quality was assessed in terms of dark pixel signal, dynamic range, modulation-transfer function (MTF), noise-power spectrum (NPS), and detective quantum efficiency (DQE). For the accumulation of the absorbed dose, the radiation-induced increase both in dark signal and noise resulted in the gradual reduction in dynamic range. While the MTF was only slightly affected by the total ionizing dose, the noise power in the case of Min-R^{TM} screen, which is the thinnest one among the considered screens in this study, became larger as the total dose was increased. This is caused by incomplete correction of the dark current fixed-pattern noise. In addition, the increase tendency in NPS was independent of the spatial frequency. For the cascaded model analysis, the additional noise source is from direct absorption of x-ray photons. The change in NPS with respect to the total dose degrades the DQE. However, with carefully updated and applied correction, we can overcome the detrimental effects of increased dark current on NPS and DQE. This study gives an initial motivation that the periodic monitoring of the image-quality degradation is an important issue for the long-term and healthy use of digital x-ray imaging detectors.

Key words : digital radiography, radiation effect, phosphor screen, CMOS detector, MTF, NPS, DQE, linear-systems theory, cascaded model analysis

Ⅰ. 서 론

진단 방사선학의 근간이라 할 수 있는 엑스선 영상화 기술은 필름을 이용하는 고전적 아날로그 방식에서 컴퓨터와 네트워크를 이용하는 디지털 방식(DR: digital radiography)으로 최근 급속히 전환되고 있다. 이와 같은 배경에는 무엇보다도 대면적 평판 디텍터의 개발 및 상용화를 손 꼽을 수 있다. 지난 20여 년간 대면적 평판 디텍터를 개발하기 위해 많은 노력이 기울여졌으며, 결국 대면적 액정 디스플레이의 수소화된 비정질 실리콘(*a*-Si:H: hydrogenated amorphous silicon) 박막 트랜지스터 어레이[thin-film transistor (TFT) array] 기술에 힘입어 상용화에 성공을 거두게 되었다. TFT 어레이에 아일랜드 구조의 *a*-Si:H 포토다이오드를 제작하고, 여기 위에 섬광체를 부착함으로써 엑스선의 에너지를 빛으로 변환 후 이를 다시 포토다이오드를 통해 전하신호로 유도하는 간접변환방식의 디텍터가 시기적으로 먼저 개발 및 소개되었으며[1], 이어서 TFT 어레이 위에 전하신호를 축적하기 위한 커패시터 어레이를 만들고, 그 위에 비정질 셀레늄(*a*-Se: amorphous selenium) 광도전체 물질을 코팅함으로써 엑스선의 에너지를 직접적으로 전기신호로 유도하는 직접변환방식의 대면적 디텍터가 개발되었다[2].

a-Si:H 공정으로 픽셀 디텍터를 제작할 경우 선폭과 같은 공정 자체의 기술적 한계에 의해 높은 개구율(fill factor: 픽셀 구조에서

이 논문은 2005년 교육인적자원부 학술진흥재단(KRF-2005-041-D00923) 및 2007년 과학기술부 한국과학재단(R01-2006-000-10233-0)의 지원으로 수행되었음. 연구 결과 중 일부는 선행 연구 결과물로서 타 저널에 제출되었으며, 현재 심사 중에 있음.

Corresponding Author : 김호경
부산광역시 금정구 장전동 산 30 부산대학교 기계공학부
Tel : +82-51-510-3511 / Fax : +82-51-518-4613
E-mail : hokyung@pusan.ac.kr

포토다이오드가 차지하는 기하학적 비율)의 픽셀 제작에 한계가 있으며, 따라서 고효율, 고해상도 픽셀 디텍터 제작에 어려움이 따른다[3,4]. 비록 단결정 실리콘을 기반으로 하기 때문에 대면적으로의 제작이 어렵다는 단점이 있으나, 미세 선폭의 공정기술이 가능한 CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor) 기술을 이용한 엑스선 디텍터 제작기술이 최근에는 주목을 받고 있다[4,5].

평판 디텍터는 단순 디지털 래디오그라피 이외에도 최근에는 원추형 엑스선 빔에 대해 360° 스캔하여 획득한 일련의 2차원 디지털 래디오그라피 데이터로부터 3차원 토모그라피 영상을 위한 전산화단층촬영장치의 디텍터로도 널리 활용되고 있으며[6], 토모그라피 영상을 이용한 방사선 치료[7], 혈관조영술[8], 소형동물 촬영[9] 등 그 응용 분야도 매우 다양하다. 이와 같이 평판 디텍터를 이용하여 디지털 래디오그라피를 획득할 경우 목적에 따라 그 양에는 차이가 있을 수 있으나, 디텍터 자체에 대한 엑스선의 피폭을 피할 수는 없다. 오랜 시간 동안 지속적으로 엑스선의 에너지가 디텍터에 전달될 경우 픽셀의 포토다이오드 및 스위칭 트랜지스터의 기능을 저하시킬 수 있으며, 궁극적으로는 디지털 래디오그라피, 즉 의학영상의 화질에도 영향을 미칠 수 있다. 그간 디텍터 하드웨어의 방사선 영향에 대한 연구는 수행되어졌으나[10,11], 디지털 래디오그라피의 방사선 영향에 대한 연구는 수행된 바가 거의 없었다. 디지털 래디오그라피는 환자의 병변을 진단하는 가장 기본적인 수단 중 하나이기 때문에 이의 방사선 영향에 대한 분석은 의학영상 및 디텍터의 정도 관리와 수명 예측에도 큰 도움을 줄 수 있을 것이다. 본 연구에서는 이에 주목하여 지속적인 엑스선 조사에 따른 디지털 래디오그라피의 영향을 살펴보고자 하였다.

다양한 종류의 형광스크린과 CMOS 포토다이오드 어레이를 결합한 간접변환방식 디텍터를 실험에 사용하였다. DC 모드로 동작하는 엑스선 튜브에 관전압 45 kVp를 인가하여 엑스선을 조사하였다. 임의의 조사 시간 후 암영상을 획득하여 픽셀의 암신호 및 잡음을 측정하였다. 디텍터의 객관적인 특성을 나타내는 디지털 래디오그라피의 척도로는 MTF (modulation-transfer function), NPS (noise-power spectrum), DQE (detective quantum efficiency) 등이 있다[12-14]. MTF는 공간주파수에 따른 디텍터의 대조도 성능을 나타내는 척도로 디텍터의 공간해상도를 기술하는데 널리 활용된다. NPS는 공간주파수에 따른 영상신호의 분산값, 즉 영상의 잡음을 기술하는 척도이다. DQE는 디텍터로 입사한 엑스선 플루언스(fluence) 중 실제 영상에 효과적으로 기여하는 비율을 나타내는 척도로 공간주파수에 대한 신호 대 잡음비를 기술한다고 할 수 있다. 따라서, DQE는 MTF, NPS 등의 모든 정보를 포함하기 때문에 디지털 래디오그라피의 가장 대표적인 평가 척도이다. 본 연구에서는 이상의 주요 디지털 래디오그라피 특성 인자들에 대한 방사선 영향을 측정 및 평가하였다.

II. 재료 및 방법

A. 샘플 디텍터

본 연구에서는 섬광체로 Gd_2O_2S:Tb 기반의 상용 형광스크린(Eastman Kodak, Rochester, NY, USA)을 사용하였으며, 형광스크린으로부터 방출되는 빛을 검출, 이를 2차원으로 영상화하기 위하여 CMOS 포토다이오드 어레이를 사용하였다. 실험에 사용한 다양한 두께의 형광스크린과 주요 물리적 변수를 Table 1에 정리하였다[15]. CMOS 센서(RadEye™, Rad-icon Imaging Corp., USA)는 512 × 1024 개의 픽셀로 이루어져 있으며, 각 픽셀간 간격은 48μm이다[16].

B. CMOS 디텍터의 방사선 영향

본 연구에서는 CMOS 소자 기반의 디텍터에 오랜 시간 축적되는 방사선의 총 누적 흡수선량(absorbed dose)에 의해서 소자의 전기적 성질이 변하여 궁극적으로 디지털 래디오그라피에 미치는 영향을 고찰하고자 한다. CMOS 소자의 방사선 영향은 대부분 산화막층 경계면에서 계면전하가 형성되기때문으로 해석되고 있다[17,18]. 이에 의에 초래될 수 있는 다양한 결과 중 픽셀 구성 소자의 감도 변화에 의한 이전 영상의 잔상효과를 고스팅(ghosting)이라 하며[19], 디지털 래디오그라피에 고정패턴잡음(fixed pattern noise)의 형태로 영향을 끼친다. 대면적 평판 디텍터의 고스팅 자체에 대한 실험 및 이론적 규명에 대한 연구는 그 중요성 때문에 현재까지 지속적으로 수행되고 있다[20-24]. Figure 1은 본 연구에서 채택하고 있는 CMOS 디텍터의 고스팅을 보여준다. 엑스선 조사없이 획득한 암영상임에도 불구하고 이전의 잔상들이 뚜렷하게 나타나고 있다.

만약 산화막층에 잃어버린 전자를 보충하여 계면전하를 중화시킬 수 있다면 암신호는 다시 줄어들 것이다. 실리콘층은 전도성이 있기 때문에 전자의 거동이 있으며, 산화막층으로 들어갈 수 있을

Table 1. Summary of phosphor screen types and physical specifications. The density was estimated based on the given coverages and thicknesses.

Phosphor screen		Specification		
Type	Symbol	Coverage (mg/cm^2)	Thickness (μ m)	Density (g/cm^3)
Min-R™	MR	33.9	90	3.77
Lanex™ Medium	MD	59.2	160	3.70
Lanex™ Fast Back	FB	134.6	300	4.48

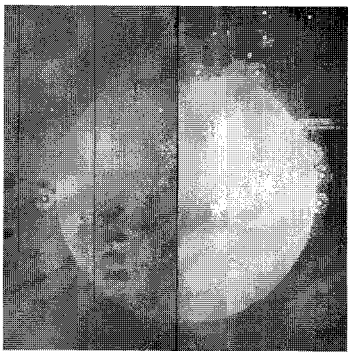

그림 1. CMOS 디텍터에서의 고스팅 영상의 예. 엑스선 조사없이 획득한 암영상임에도 불구하고 이전의 잔상이 뚜렷이 나타나고 있으며, 이는 고정패턴잡음의 형태로 영향을 끼친다.

Fig. 1. An example of the ghosting in a CMOS detector. Although the image was taken under dark condition, the past exposure information is apparently appeared, and which acts as an additional fixed pattern noise.

만큼의 에너지가 주어진다면 산화막층에서의 잃어버린 전자를 보충할 수 있다. 상온에서는 이와 같은 현상이 일어날 확률이 매우 낮으나, 추가의 열에너지를 가한다면 더욱 큰 효과를 볼 수 있을 것이다. 본 연구에서는 진공 오븐을 이용하여 추가적 열에너지를 공급하여 디텍터 암신호의 회복을 관찰하기 위한 실험을 수행하였다.

C. 실험 조건 및 방법

일반적으로 어떤 소자에 대한 방사선 영향 평가는 단위 질량당 흡수된 누적선량이라는 파라미터를 토대로 이루어진다[25]. 하지만, 임의의 소자에 대한 누적선량을 실제로 측정하기란 매우 어렵다. 본 연구에서는 CMOS 센서 표면으로 입사하는 엑스선의 조사선량(exposure)으로 대신하였다. 이를 위해 주어진 실험 조건에서 형광스크린 표면에서의 피폭율(exposure rate)을 보정된 이온 전리함(Victoreen 6000-528, Inovision, USA)을 이용하여 측정하였으며, 종류별 형광스크린 감쇠율을 고려하여 CMOS 센서 표면에서의 피폭율을 계산하였다. 여기에 조사 시간을 고려하여 궁극적으로 조사선량을 산출하였으며, 이를 누적선량 대신 사용하였다.

디텍터에 지속적인 엑스선 조사를 위해 텅스텐 타겟 기반의 엑스선 튜브(Series 5000 Apogee, Oxford Instruments, USA)를 사용하였다. 관전압은 45 kVp를 인가하였으며, 1 mm의 알루미늄 필터를 장착하여 디텍터에 엑스선을 조사하였다. 200 mm 떨어진 곳에 디텍터를 위치시켰는데 이때, 형광스크린 표면에서의 피폭율은 13 R/min이었다.

D. 실험 데이터 분석 방법

게인-옵셋 보정: 디지털 래디오그라피 디텍터는 반도체 공정을 통해 대면적으로 제작되기 때문에 각 픽셀마다의 도핑 불순물의 농도 등 공정조건의 차이가 있을 수 있으며, 따라서 픽셀간의 반응, 예를 들어 포토다이오드의 양자효율, 스위칭 트랜지스터의 동작변수 및 게인 등이 조금씩 다를 수 있다. 더 나아가 오동작을 일으키는 픽셀이 존재할 수도 있으며, 하나 이상의 픽셀 라인이 기능하지 않을 수도 있다. 대면적 디텍터의 경우 픽셀 어드레스 및 데이터 라인이 매우 길며, 따라서 전원공급장치 혹은 리드아웃 증폭 회로와의 거리에 따라 기생 커패시턴스와 저항이 다르기 때문에 디텍터 전 영역에 걸쳐 픽셀 반응 신호의 불균일성이 나타난다. 이와 같은 이유로 인해 디지털 래디오그라피는 반드시 각 픽셀간 게인의 차이 및 암전류의 차이 등을 보정해야 하며, 다수의 화이트 영상 평균치 $\overline{I_{white}(i,j)}$와 암영상 평균치 $\overline{I_{dark}(i,j)}$를 이용한 게인-옵셋 보정은 디지털 래디오그라피에서 표준절차가 되었다[14,26]. 본 연구에서는 모든 획득 영상 $I(i,j)$에 대해 다음과 같이 보정된 영상 $\tilde{I}(i,j)$를 얻어 MTF 및 NPS 등을 평가하였다. 단, 누적선량에 따른 NPS는 실험 과정의 특성상 옵셋 보정만 수행할 수밖에 없었다.

$$\tilde{I}(i,j)=\frac{I(i,j)-\overline{I_{dark}(i,j)}}{\overline{I_{white}(i,j)}-\overline{I_{dark}(i,j)}}\times\overline{M} \tag{1}$$

여기서 $\overline{M}$는 옵셋이 보정된 화이트 영상 $\overline{I_{white}(i,j)}-\overline{I_{dark}(i,j)}$ 중 주변 회로에 영향을 덜 받는, 가운데 30% 영역 픽셀의 평균값이다.

암신호 및 잡음: 픽셀의 암신호 및 이의 잡음을 평가하기 위해 누적선량에 따른 암영상을 획득하였다. 각 획득 영상에 대해 중첩을 허용하여 12장의 128 × 128 픽셀 수 크기의 관심영역을 정의하였으며, 총 관심영역의 수가 100장이 되도록 충분한 영상을 획득하였다. 확보한 데이터에 대해 픽셀의 평균값을 암신호로 평가하였으며, 100장의 데이터에 대해 기본 관심영역 평균값간의 표준편차를 실험의 측정 오차로 정의하였다. 유사한 방법으로 기본 영역에서의 암신호의 표준편차를 잡음으로 정의하였으며, 기본 영역 표준편차간의 총 100장에 대한 표준편차를 역시 잡음의 측정 오차로 정의하였다.

동적범위: 일반적으로 동적범위(dynamic range)는 최대 신호의 크기 대 잡음의 비로 정의되는데[12], 누적선량에 따라 잡음이 변한다면, 동적범위 역시 영향을 받을 것이다. 만약, 잡음이 증가를 한다면 동적범위는 줄어들게 될 것이고, 이와 같은 신호 수용량의 감소는 의학영상으로 표현할 수 있는 해부학적 정보의 손실을 초래하며, 거짓 윤곽선(false contour)과 같은 현상이 나타날 수도 있다[14]. 본 연구에서는 동적범위를 다음의 식과 같이 정의하였다.

$$\Gamma(D)=\frac{S_{max}-\overline{S_{dark}(D)}}{\overline{\sigma_{dark}(D)}} \tag{2}$$

여기서 S_{max}는 최대 신호의 크기로 본 연구에서 사용하고 있는 CMOS 센서의 경우 12 bit의 ADC (analog-to-digital conversion) 해상도이기 때문에 4095 ADU (ADC unit)이다. $\overline{S_{dark}(D)}$는 실

험값으로부터 계산한 누적선량 D에 대한 픽셀 암신호의 평균값이며, $\overline{\sigma_{dark}(D)}$는 암신호 잡음의 평균값이다.

MTF: 디텍터의 MTF는 LSF (line-spread function)를 측정, 이를 FFT (fast Fourier transformation)하여 구하였다[27,28]. LSF 측정을 위해 10 μm 폭을 가진 슬릿 카메라(I.I.E. GmbH, Aachen, Germany)를 이용하였다. LSF 측정 시 픽셀 간격으로 데이터를 얻을 경우 앨리어싱(aliasing)을 유발할 수 있는데, 이를 최소화하기 위해서는 픽셀의 크기보다 작은 간격으로 데이터를 샘플링해야 한다[29,30]. 본 연구에서는 슬릿 카메라의 슬릿이 디텍터의 어드레스 혹은 리드아웃 라인에 대해 의도적으로 약간의 각도를 가지도록 얼라인하여 영상을 획득하였으며[29], 따라서 한 픽셀 간격에 대해 슬릿의 수직 방향으로 LSF의 중심점이 다른 여러 개의 LSF를 얻을 수 있게 된다. 이렇게 얻은 한 주기의 LSF를 합성하면 픽셀 크기보다 작은 간격으로 샘플링된 LSF를 구할 수 있다. 만약 디텍터의 픽셀이 기하학적으로 한 변의 길이가 d인 정사각형 구조라 가정하고, 슬릿의 기울어진 각도가 θ라면 궁극적으로 합성해야 할 LSF의 수는 1/tan가 되며, 샘플링 간격은 $d/\tan\theta$가 된다. 기울인 각도 θ는 획득한 기울어진 슬릿 영상에서 슬릿과 평행한 방향으로의 이웃한 두 프로파일을 추출하게 되면, 픽셀 크기만큼 이동된 프로파일이 몇 개의 픽셀 수만큼 이동되었는지를 알 수 있는데, 이때, 이 픽셀 수 N으로부터 $\theta = \tan^{-1}(1/N)$을 구할 수 있다[31]. 이와 같은 방법으로 합성한 LSF에 대해 1차원 FFT를 수행하고, 결과 데이터의 첫번째 값으로 모든 데이터를 축척화하여 MTF를 구하였다.

NPS: NPS 평가를 위해 화이트 영상을 얻었으며, 암신호 및 잡음 평가에서 정의한 바와 같은 크기의 관심영역 100장을 이용하였다. 엑스선 튜브의 힐 효과(heel effect) 등과 같이 실험환경에서 기인한 저주파 영역의 잡음을 제거하기 위해 관심영역 영상에 대해 2차원 곡선접합을 수행 후 그 값을 빼주는 방법이 있으나[27,31,32], 본 연구에서는 단순히 평균값을 빼주는 것으로 대체하였다. 유한한 크기의 관심영역 설정에 따른 스펙트럼 누설(spectral leakage)의 발생을 줄이기 위해서는 공간주파수 도메인으로 변환하기 전에 윈도우 필터링을 수행하여야 하나[27,31,32], 여기서는 이 과정을 생략하였다. 전처리한 각 관심영역의 영상에 대해 2차원 FFT를 수행하였으며, 이때 전체 영상에 대한 추출 관심영역간의 엑스선원으로부터의 거리에 따른 불균일성을 기준 관심영역의 평균값을 이용하여 축척 보정을 수행하였다[33]. 100장의 2차원 FFT 결과에 대해 평균을 취하였으며, 이로부터 최종적으로 축 방향의 1차원 NPS를 추출하였다.

DQE: 측정한 MTF 및 NPS를 이용하여 아래의 식 (3)을 이용하여 DQE를 계산하였다[34].

$$DQE(f) = \frac{\bar{q}_0 \overline{G}^2 MTF^2(f)}{NPS(f)} = \frac{MTF^2(f)}{\bar{q}_0 NNPS(f)} \qquad (3)$$

여기서 f는 공간주파수를 의미하며, $\bar{q}_0$는 디텍터로 입사하는 엑스선 플루언스 그리고 $\overline{G}$는 디텍터 시스템의 총 게인을 나타낸다. 디텍터의 게인을 따로 측정하는 것은 어렵기 때문에 본 연구에서는 식 (3)에서 나타낸 바와 같이 관심영역의 데이터를 평균값으로 나누어서 구한 정규화된 NPS (NNPS: normalized NPS)를 이용하였다 [$NNPS(f) = NPS(f)/(\bar{q}_0 \overline{G})^2$].

DQE를 구하기 위해서는 측정한 MTF, NPS 이외에 엑스선 플루언스를 알아야 한다. 엑스선 플루언스를 예측하기 위해 우선 실험 조건에서 반가층을 측정하여 값을 파악하였다. 그런 후 엑스선 스펙트럼 시뮬레이터[35]를 이용하여 기본적인 실험 조건과 시뮬레이션 관전압 혹은 고유필터의 두께를 변수로 하여 실험에서 구한 반가층값과 일치하는 스펙트럼을 생성하였으며, 이로부터 플루언스를 계산하였다.

E. 간접변환방식 디텍터 포토다이오드에서의 엑스선 직접 흡수에 의한 잡음 모델링

만약 간접변환방식 디텍터가 입력신호에 대해 선형적인 동시에 위치불변의 반응특성을 가지며, 잡음의 통계적 특성 또한 공간적으로 불변의 특성을 가진다고 가정한다면, 선형시스템 이론을 바탕으로 입사한 엑스선이 형광스크린과 반응 후 궁극적으로 픽셀 다이오드에서 전기신호로 변환되는 과정 및 영상화를 위한 샘플링과 디텍터의 전기적 잡음의 첨가까지를 고려한 물리적 반응 메커니즘을 수학적으로 모델링할 수 있다[13]. 본 연구에서는 이와 같이 디텍터에 대해 선형시스템 모델링을 수행하였으며, 이로부터 NPS를 계산하여 실험 데이터와 비교 및 분석하였다.

간접변환방식 디텍터에 대한 최근 제안된 선형시스템 모델을 Fig. 2에 블록 다이어그램으로 기술하였다[36]. 경로 A는 가장 기본적인 물리적인 메커니즘을 보여주고 있으며, 최근까지 주로 이 방법으로 간접변환방식 디텍터를 모델링해 왔다[3,34,37,38]. 만약 엑스선의 에너지가 충분하여 형광스크린과 반응 시 특성 엑스선을 방출할 경우 이에 의한 에너지 흡수의 공간적 분포 및 이에 따른 잡음의 전달 특성이 고려되어야 한다는 개념이 최근 제안되었으며, 경로 B와 C는 이의 메커니즘을 기술하고 있다[39]. 가장 최근에는 경로 D에서 보여주고 있는 바와 같이 형광스크린과 반응하지 않고 투과한 엑스선이 포토다이오드와 직접 반응하여 이에 기인한 신호 및 잡음 전달에 대한 선형시스템 모델이 제안되었다[36].

엑스선과 형광스크린의 반응 중 특성 엑스선의 발생은 궁극적으로 낮은 공간주파수 영역에서의 잡음 증가를 야기하는 것으로 알려져 있다[39]. Gd_2O_2S:Tb 기반의 형광스크린에서 특성 엑스선의 발생은 대부분 Gd의 K각 광전효과에 기인하며, 이 반응이 일어나기 위해서는 최소 50.24 keV의 에너지가 필요하다[40]. 본 연구에서는 45 kVp 엑스선 스펙트럼으로 실험을 하였기 때문에 특성 엑스선 발생은 미비하며, 따라서 Fig. 2의 경로 B와 C에 의한 신호 및 잡음 전달을 무시할 수 있다.

픽셀의 간격이 d이고, 애퍼쳐(aperture), 즉 포토다이오드의 한

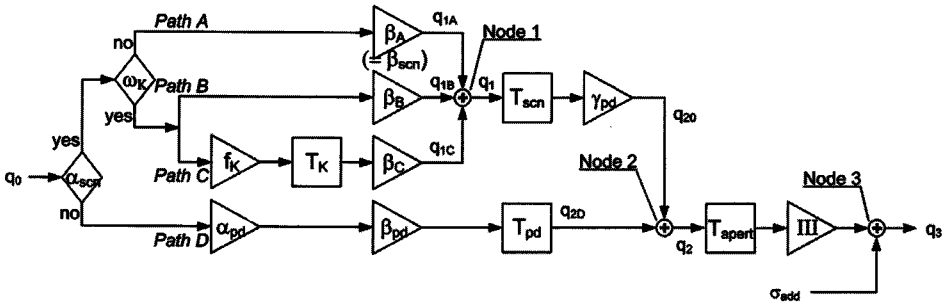

그림 2. 간접변환방식 디텍터에 대한 선형시스템 전달이론을 이용한 모델링을 기술하는 블록 다이어그램. 경로 A는 형광스크린에서 흡수된 엑스선 에너지의 광양자로의 변환 과정을, 경로 B는 형광스크린에서 특성 엑스선이 발생한 경우를 고려한 변환 과정을, 그리고 경로 C는 발생된 특성 엑스선을 재흡수하였을 때의 변환 과정을 나타낸다. 경로 D는 엑스선이 형광스크린과 반응하지 않고 투과하여 포토다이오드와 직접 반응하였을 때의 변환 과정을 나타낸다.

Fig. 2. Block diagram describing the generalized cascaded model to assess the signal and noise transfer in a scintillator-based x-ray imaging detector. Path A describes the conversion process of the absorbed energy within the scintillator into the generation of optical photons, while path B describes the conversion process when a characteristic x-ray is produced. Path C represents the generation of optical photons due to the reabsorption of the characteristic x rays. Path D describes the conversion process of the absorbed energy within a photodiode from direct x rays transmitted through a scintillator into the generation of electronic charges.

변의 길이가 a인 정사각형 픽셀 구조의 디텍터에 대해 특성 엑스선 발생을 무시한 샘플링 이전 단계(Fig. 2에서 노드 2)에서의 NPS는 다음의 식으로 기술할 수 있다[13,37,38].

$$S^{pre}_{correlated}(u,v) = \bar{q}_0 a^4 \alpha_{scn} \beta_{scn} \gamma_{pd} \left[1 + \gamma_{pd}\left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1\right) T^2_{scn}(u,v)\right] T^2_{apert}(u,v) \quad (4)$$

- α_{scn}= 형광스크린의 양자흡수효율
- β_{scn} = 형광스크린에서 엑스선 에너지 흡수에 의한 광양자로의 평균 변환 수
- I_{scn} = 형광스크린의 Swank 잡음
- $T_{scn}(u,v)$ = 형광스크린의 MTF
- γ_{pd} = 포토다이오드의 양자효율
- $T_{apert}(u,v)$ = 포토다이오드 픽셀 애퍼쳐 MTF

여기서 u와 v는 각각 직교 좌표계 x와 y에 대응하는 공간주파수 도메인에서의 공액쌍이다. Swank 잡음은[41] 디텍터가 엑스선 광자를 하나씩 계수하여 검출하는 것이 아니라, 흡수된 에너지에 비례하는 양만큼 출력 신호를 내기 때문에 발생되는 잡음을 기술하는 척도로 형광스크린에 흡수된 에너지 분포 및 변환된 빛의 분포 모양에 의해 결정된다[41-43]. 형광스크린에서 발생된 빛 중 궁극적으로 픽셀의 포토다이오드 영역으로만 수집된 빛만이 신호로 기여하게 되는데 이를 기술하는 전달함수가 $T_{apert}(u,v)$이다. 형광스크린 내에서 발생된 빛의 퍼짐을 기술하는 $T_{scn}(u,v)$와는 달리, 단순히 픽셀의 기하학적 구조에 의존하며, sinc 함수로 기술된다[13].

유사한 방법으로, 형광스크린과 반응하지 않고 투과한 엑스선이 α_{pd}의 확률로 포토다이오드와 직접 반응하여, 평균 β_{pd}의 증폭도로 전하를 생성한다고 하면, 경로 D에 의한 샘플링 이전 단계의 NPS는 다음과 같이 기술할 수 있다[36].

$$S^{pre}_{direct}(u,v) = \bar{q}_0 a^4 (1-\alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd} \left[1 + \left(\frac{\beta_{pd}}{I_{pd}} - 1\right) T^2_{pd}(u,v)\right] T^2_{apert}(u,v) \quad (5)$$

여기서, $T_{pd}(u,v)$는 포토다이오드 내에서 발생된 전하의 공간적 분포를 기술하는 전달함수이다. I_{pd}는 포토다이오드에서 엑스선 에너지의 전하신호로의 변환에 의해 야기되는 Swank 잡음이며, 이는 결국 포토다이오드와 직접 반응하는 엑스선의 포토다이오드 내 에너지 흡수분포에 의해 결정된다. 경로 A와 D로 진행하는 엑스선 광자는 서로 독립이며, 통계적인 상관관계가 없기 때문에 각각의 NPS 성분값에 대한 서로의 기여는 무시할 수 있다[36,39].

샘플링 후의 2차원 신호는 2차원으로 분포된 공간적 신호에 대해 픽셀 간격마다 값을 취하는 것으로 해석할 수 있으며[13], 이를 공간주파수 도메인에서 해석하면, 샘플링 이전 단계의 NPS 즉, 식 (4) 및 (5)에 대해 픽셀 간격으로 배열된 델타 함수의 Fourier 변환 함수를 2차원 길쌈 적분(convolution)을 취함을 의미한다. 따라서, 샘플링 후의 전기적 잡음의 추가까지 고려한 최종 NPS는 다음과 같다.

$$S(u,v) = \left[S^{pre}_{correlated}(u,v) + S^{pre}_{direct}(u,v) \right] ** \text{III}(u,v) + S_{add}(u,v) \quad (6)$$

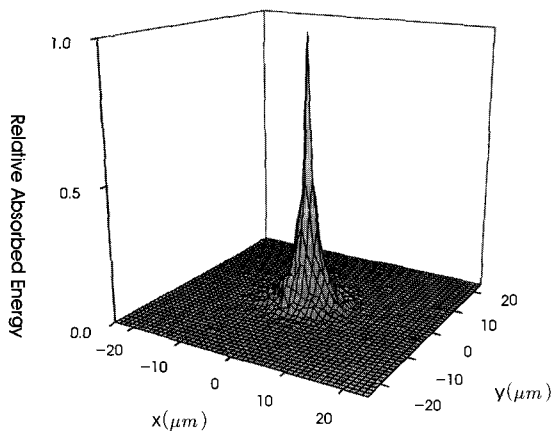

그림 3. 하나의 픽셀 포토다이오드 내에서의 엑스선 에너지 흡수분포. 몬테칼로 시뮬레이션을 통해 구하였으며, 모든 에너지의 흡수가 하나의 픽셀 포토다이오드 내에서 이루어짐을 알 수 있다.

Fig. 3. Spatial distribution of the energy deposition in a photodiode pixel having a pitch of 48 μm. Monte Carlo geometry includes a polycarbonate cover, Gd_2O_2S:Tb screen, SiO_2 passivation layer, and an Si layer for the incident x-ray spectrum. The spread is well confined in a single pixel element.

식 (6)의 구현을 위해 형광스크린 및 포토다이오드의 엑스선과의 반응효율, 엑스선 에너지 흡수에 기인한 잡음 및 빛의 거동에 의한 잡음 등을 MCNPX™ (Version 2.5.0, ORNL, USA)와 DETECT2000™ (Laval University, Quebec, Canada) 등의 몬테칼로 코드를 이용하여 구하였다. 실험 조건에서 사용한 엑스선 스펙트럼은 엑스선 스펙트럼 시뮬레이터[35]로부터 도출하여 몬테칼로 시뮬레이션의 입력자료로 사용하였다. 디텍터는 얇은 평판 구조로 가정하였으며, 따라서 한 점으로 입사하는 엑스선을 고려하였을 때, 수평 방향으로의 에너지 흡수의 의존성은 배제할 수 있도록 하였다[42,44]. 형광스크린의 기하학적 구조 및 물성은 Table 1에서 제시한 값을 이용하였으며, CMOS 센서는 간단히 SiO_2 보호막층과 실리콘 기판층 등 두 층으로 모델링하였으며, 각 층의 두께는 $2.5\mu m$과 $700\mu m$로 하였다. 실리콘 기판에서 포토다이오드 역할을 하는 $p-n$ 접합면의 깊이가 $2\mu m$이기 때문에 실제 에너지 흡수는 $700\mu m$ 두께의 실리콘층 중 상부 $2\mu m$으로 한정하였다.

유사한 방법으로 포토다이오드 내에서 발생된 전하의 공간적 분포를 예측하기 위해 몬테칼로 기법을 이용하여 디텍터 포토다이오드 내에서 엑스선 에너지의 공간적 흡수분포를 시뮬레이션 하였으며, 그 결과를 Fig. 3에 나타내었다. 결과에서 알 수 있듯이 에너지의 흡수가 하나의 픽셀(픽셀 간격, $d = 48\mu m$) 내에서 모두 이루어지고 있음을 알 수 있다. 실리콘 $p-n$ 접합면 내에서 에너지의 흡수에 의해 발생된 전하의 확산 등에 의한 퍼지는 정도가 하나의 픽셀 내에서 한정된다고 가정한다면, 식 (5)에서의 $T_{pd}(u,v)$를 무시할 수 있다. 또한 sinc 함수로 기술되는 포토다이오드 픽셀의 기하학적 구조에 의한 MTF의 주기적 무한 합은 다음과 같이 d/a의 값으로 수렴한다[45].

$$\sum_{n=0}^{\infty} T_{apert}^2\left(u \pm \frac{n}{d}\right) = \sum_{n=0}^{\infty}\left[\frac{\sin\{\pi a(u \pm n/d)\}}{\pi a(u \pm n/d)}\right]^2 = \frac{d}{a} \tag{7}$$

따라서 경로 D에 의한 샘플링 후의 NPS는 다음과 같이 간단히 할 수 있다.

$$S_{direct}^{pre}(u,v) ** \text{Ш}(u,v) = \bar{q}_0 a^2 d^2 (1-\alpha_{scn})\alpha_{pd}\frac{\beta_{pd}^2}{I_{pd}} \tag{8}$$

즉, 포토다이오드의 엑스선 직접 흡수에 기인한 잡음은 픽셀간 서로 독립적이며, 따라서 NPS 성분값은 공간주파수에 대해 상수가 된다는 중요한 사실을 도출할 수 있다.

만약 하나의 픽셀에서 발생되는 전기적 잡음이 주변 픽셀과 독립적이라고 한다면, 추가적 전기적 잡음 역시 NPS에서 $d^2 \times \sigma_{add}^2$의 상수값으로 기여한다고 할 수 있다[3]. 따라서, 전술한 내용을 바탕으로 최종 NPS를 기술하는 식 (6)은 다음과 같이 간략히 표현될 수 있다.

$$S(u,v) = S_{correlated}^{pre}(u,v) ** \text{Ш}(u,v) + \bar{q}_0 a^2 d^2 (1-\alpha_{scn})\alpha_{pd}\frac{\beta_{pd}^2}{I_{pd}} + d^2\sigma_{add}^2 \tag{9}$$

식 (9) 우변의 첫번째 항은 형광스크린에서 엑스선 흡수 및 변환된 빛에 기인한 잡음을 나타내며, 이와 같은 잡음은 엑스선 광자, 광양자 등의 디지털한 개수의 이산적 성질에 의해 야기되는 통계적 잡음이며, 비록 임의의 한 점에서 엑스선 흡수 및 변환과정에 의한 잡음이지만 빛의 거동 등에 의한 공간적 퍼짐의 정도에 따라 분산되어 나타난다. 두번째 항은 형광스크린에 흡수되지 않은 엑스선이 포토다이오드에 직접 흡수되어 야기되는 잡음을 나타내며, 본 연구에서 사용한 디텍터의 경우 픽셀마다 독립적인 잡음이다. 따라서 잡음의 공간적인 상관관계가 없으며, 공간주파수 도메인에서는 백색잡음으로 나타나게 된다.

Ⅲ. 결 과

A. 암신호 및 잡음

세 종류의 디텍터에 대해 방사선 흡수선량에 따른 픽셀 암신호 및 잡음 측정 실험 결과를 Fig. 4에 나타내었으며, 형광스크린의 종류와는 무관한 실험 결과를 보여 주었다. 측정한 픽셀 암신호는

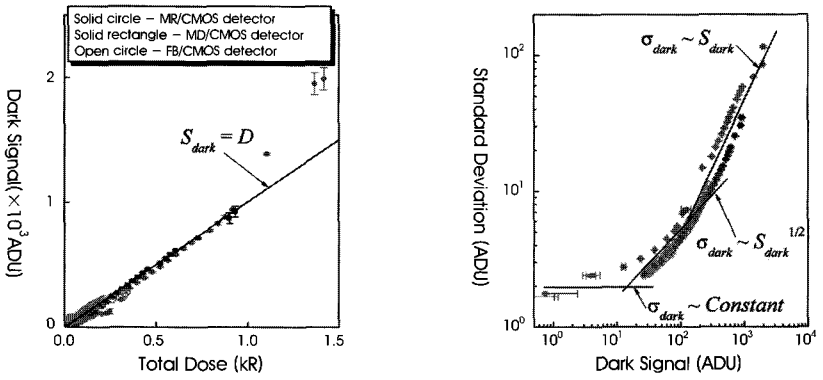

그림 4. 엑스선 누적선량에 따른 픽셀 암신호 및 잡음의 변화. 암신호의 경우 누적 흡수선량이 증가함에 따라 거의 선형적으로 증가하며(왼쪽 패널), 잡음의 경우 역시 신호의 크기에 따라 증가를 하나, 신호 크기에 무관하게 일정한 영역, 신호 크기의 제곱근에 비례하는 영역, 그리고 신호 크기에 선형적으로 비례하는 영역 등으로 구분된다(오른쪽 패널).

Fig. 4. Dark signal and noise properties in CMOS detectors with respect to total ionizing dose. Increase of the dark signal of CMOS detectors as a function of total ionizing dose is shown in the left panel. The dependency on the total ionizing dose is almost linear up to a dose of about 1.0 kR. Log-log plot of noise versus dark signal shown in the right panel demonstrates a signal-dependent noise properties. The signal dependency of noise is categorized into three regions: a constant region, a square root proportional region, and a linear proportional region.

픽셀을 구성하는 포토다이오드와 트랜지스터뿐만 아니라 어드레스 및 데이터 라인을 통한 이들간의 연결 등에 의존한다[46]. 이 중 포토다이오드의 누설전류의 기여분이 가장 크다. 방사선 조사에 따른 포토다이오드에서의 암신호 증가는 산화막층에서 양전하의 축적 때문이다. 이 양전하는 $p-n$ 다이오드 공핍영역에서의 전하 밀도를 증가시키게 하며, 결국 누설전류를 증가시킨다. 따라서 방사선 조사에 의한 암신호의 증가는 간단히 계면전하의 발생에 의한 누설전류로 모델링할 수 있다[46]. 본 연구에서 사용한 CMOS 디텍터의 경우, 흡수선량 1.0 kR까지는 암신호가 선형적으로 증가하는 특성을 보였는데, 이는 곧 방사선 흡수선량의 증가에 따라 계면전하가 증가하기 때문이다. 반면 흡수선량 1.0 kR 이후부터는 암신호의 증가가 더욱 가속화되었는데, 이는 계면전하의 축적이 너무 커져서 필드 방출(field emission)에 의한 전류의 증가 등 추가적인 누설전류의 증가때문으로 추정된다.

엑스선 흡수선량에 따른 잡음의 특성 역시 형광스크린의 종류와는 무관한 결과를 보였으며, 전반적으로 암신호의 크기가 증가할수록 잡음이 증가하는 경향을 보였다.

Figure 5는 방사선 피폭을 받은 디텍터의 암신호를 오랜 시간 동안 측정(annealing)하면서 관찰한 결과이다. 상온에서의 변화는 거의 없으나, 진공 오븐에서 100℃로 가열을 한 경우에는 큰 폭으

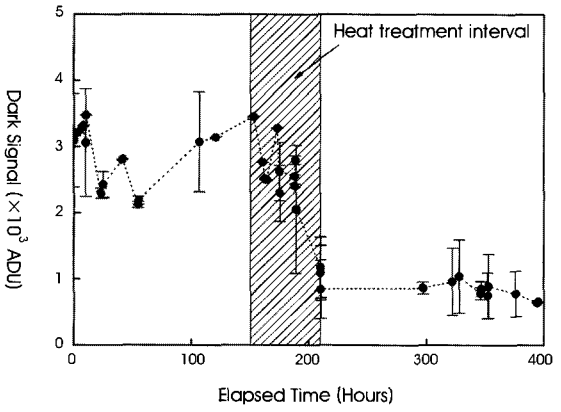

그림 5. 엑스선 조사 실험 후 어닐링에 따른 픽셀 암신호의 변화. 상온에서의 어닐링 수행과는 달리 고온의 진공 오븐 속에서 어닐링을 수행한 경우 픽셀 암신호가 큰 폭으로 감소한다.

Fig. 5. Effect of annealing on the restoration of signal capacity in the CMOS detector. The hatched area indicates an occasional forced heat-treatment in vacuum oven at around 100℃ for 58 hours.

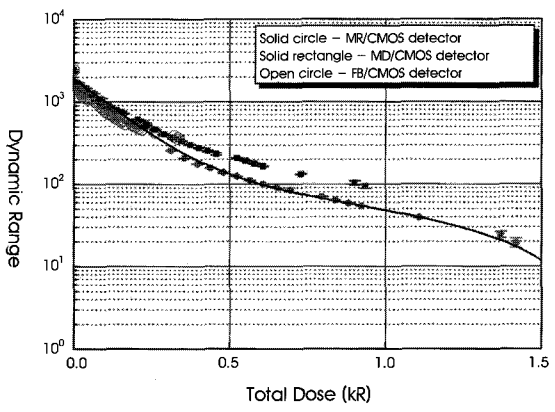

그림 6. 엑스선 누적선량에 따른 동적범위의 변화. 누적선량이 증가할수록 동적범위가 큰 폭으로 감소하며, 이는 잡음이 증가하였기 때문이다.

Fig. 6. Dynamic range with respect to the total ionizing dose. The dynamic range defined in this study describes an ability capable of signal charge. The increase in noise level gradually reduces the signal charge capacity as total dose increases.

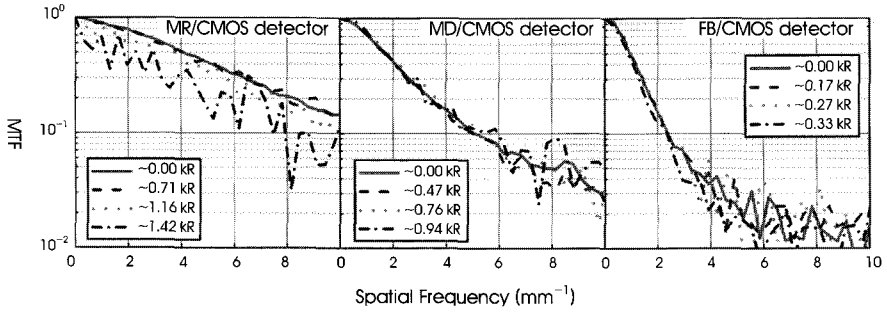

그림 7. 엑스선 누적선량에 따른 MTF의 변화. 누적선량에 대해 거의 변화가 없다.

Fig. 7. Measured MTFs of CMOS detectors. The MTF, which describes the resolving power of an imaging system, is rarely affected by the total ionizing dose. The exceptional degradation in the MR/CMOS detector at a total dose of 1.42 kR is caused by that the slit image was very noisy.

로 암신호가 감소하는 것을 확인하였다. 비록 디텍터의 주변회로에 대한 영향을 감안하여 100℃ 이상 가열하지 못했으나, 방사선 피폭을 받은 디텍터의 기능회복 가능성을 확인하였으며, 방사선 조사에 의한 암신호 및 잡음의 증가에 대한 원인이 산화막층에서의 전공 계면전하 축적임을 간접적으로 확인할 수 있었다.

B. 동적범위

엑스선 흡수선량이 증가할수록 잡음이 증가하는 실험 결과를 얻었는데, 이는 곧 디텍터의 엑스선 피폭 정도에 따라 증가된 잡음으로 인하여 유용한 엑스선 신호를 담을 수 있는 범위가 좁아짐을 시사한다. 이를 살펴보기 위해 신호 대 잡음의 비로 표현되는 디텍터의 동적범위를 식 (2)를 이용하여 엑스선 누적선량에 따라 계산하였다. 계산에 앞서 모든 영상은 식 (1)을 이용하여 게인-옵셋 보정을 수행하였다. Figure 6에 보인 바와 같이 누적선량이 증가할수록 매우 빠르게 동적범위가 감소하였으며, 실험에 사용된 디텍터의 종류에는 거의 무관함을 알 수 있었다.

C. MTF

간접변환방식 디텍터의 MTF는 기본적으로 형광스크린에서의 빛의 퍼짐에 의해 대부분 결정되며, 이는 곧 형광스크린의 두께에 의존함을 시사한다[15]. 유사한 결과를 본 연구에서도 확인할 수 있었다. 누적선량에 따른 MTF의 변화에 대한 측정 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 결과에서 알 수 있듯이 MR/CMOS 디텍터의 누적선량 1.42 kR의 경우를 제외하고는 누적선량에 대해 MTF는 거의 일정하였다. 누적선량 1.42 kR에서는 디지털 래디오그라피의 잡음이 매우 크기 때문에 슬릿 영상이 매우 불분명하였으며, 때문에 MTF의 측정 결과를 신뢰할 수가 없었다. 방사선 피폭으로 MTF의 변화를 초래할 수 있는 요인으로는 포토다이오드 내에서의 전하의 거동과 관련하여 확산 거리의 변화 및 픽셀간의 간섭의 증가를 예상할 수 있으나, 본 연구 결과로는 이를 확인할 수가 없었다.

D. NPS

방사선 누적선량에 따른 정규화된 NPS를 Fig. 8에 나타내었다. 옵셋 보정을 한 화이트 영상으로부터 NPS를 측정하였기 때문에 누적선량에 따른 NPS의 변화는 없어야 할 것이라는 예측과는 달리 MR/CMOS 디텍터의 경우에는 1 kR 이상의 상대적으로 높은 누적선량에서 NNPS가 증가하였다. 따라서 이는 Fig. 4에서 관찰된 바와 같이 높은 암신호에 대해 잡음이 선형적으로 증가하는 고

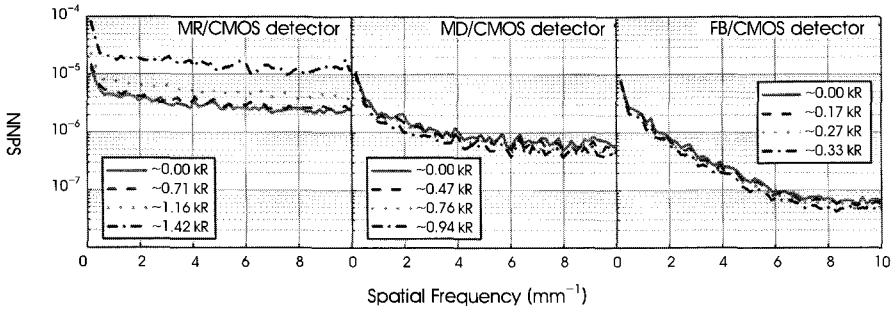

그림 8. 엑스선 누적선량에 따른 NNPS의 변화. MR/CMOS 디텍터에 대해 1 kR 이상의 높은 누적선량의 경우 NNPS가 증가한다. NNPS의 측정 시 옵셋 보정만 수행되었는데, 따라서 고정패턴잡음의 증가때문으로 추정된다.

Fig. 8. Measured NPSs of CMOS detectors. The NPS measures the change in the noise amplitude as a function of spatial frequency and bridges the noise and spatial resolution in an image. The NPS of a typical digital radiography should not be changed because of the nominal flat-field correction procedures. However, the NPS of the MR/CMOS detector shows large degradation as the total dose increases.

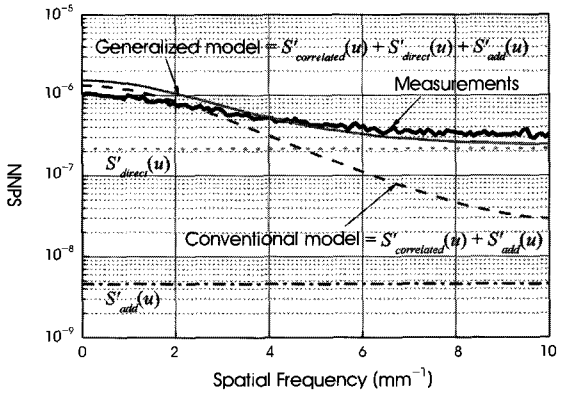

그림 9. NNPS의 실험 및 선형시스템 전달이론을 이용한 계산 결과의 비교. 이론적 계산에서 엑스선의 포토다이오드와의 직접 반응에 의한 잡음 증가를 고려할 경우 실험 결과와 매우 잘 일치함을 보여준다.

Fig. 9. Comparison between the measured and calculated normalized noise-power spectra. S' designates an NNPS. While the conventional cascaded model shows large discrepancy in high spatial-frequency region with the measured data, the generalized model accounting for the noise transfer due to direct x-ray absorption in the photodiode shows good agreement.

정패턴잡음의 증가때문으로 추정된다("IV. 고찰" 참조). 더불어 다른 디텍터에 비해 매우 높은 NNPS 실험 결과를 보여 주었다.

식 (9)를 이용하여 MR/CMOS 디텍터에서의 NPS를 모델링하였으며, 모델링 결과를 실제 실험 결과와 비교해 보았다. 모델은 누적선량에 따른 NPS의 증가를 설명해 주지는 못하지만, 엑스선의 직접 반응에 의한 NPS의 증가를 잘 설명해 준다. 실험 및 계산 결과의 비교를 Fig. 9에 나타내었다. 참고로 여기서 사용된 실험 결과는 방사선 피폭 실험을 하기 전에 측정한 데이터이며, 디텍터와 엑스선원의 거리 등 실험 조건이 다르기 때문에 Fig. 8의 데이터(누적선량 = 0.0 kR)와는 차이가 있다. 결과에서 알 수 있듯이 본 연구에서 제안한 모델이 실험 결과를 잘 기술하고 있다. 실험 조건에 대한 몬테칼로 시뮬레이션 결과 MR 형광스크린의 반응효율이 α_{scn} = 48%라는 사실로부터 입사한 엑스선 중 절반 이상이 투과됨을 알 수 있다. 투과된 엑스선이 포토다이오드와 반응해서 신호를 생성시킬 확률 α_{pd}은 0.16%로 매우 낮으나, 실리콘의 평균 이온화 에너지(W-value) 역시 3.6 eV로 작기 때문에 궁극적으로 전하의 발생 효율은 매우 높으며, 따라서 이에 의한 잡음 또한 매우 크다. 픽셀 신호의 분산값과 NPS의 관계는 정의[33]에 의해

$$\sigma^2 = \int_{-v_N}^{v_N}\int_{-u_N}^{u_N} S(u,v)dudv \tag{10}$$

와 같이 나타낼 수 있으며(여기서 아래 첨자 N은 Nyquist 주파수를 의미), 이를 이용하여 포토다이오드의 엑스선 직접 흡수에 기인한 잡음을 계산하면, $\sim 7700\,e^-$ (electrons)이며, 본 연구에서 사용한 CMOS 포토다이오드 어레이의 전기적 잡음 $\sigma_{add} = \sim 1100\,e^-$와 비교해서 약 7배 정도 큰 값이다. 특히 엑스선 직접 흡수에 의한 잡음은 공간주파수에 무관한 백색잡음으로 작용하고 있기 때문에 NPS의 증가에 대한 기여분이 매우 크다.

E. DQE

측정한 MTF 및 NPS를 바탕으로 식 (3)을 이용하여 DQE를 계산하였다. 측정한 MTF와 NPS의 공간주파수가 서로 다르기 때문에 MTF 실험 결과에 대해 공간주파수 제곱의 역수에 비례하는

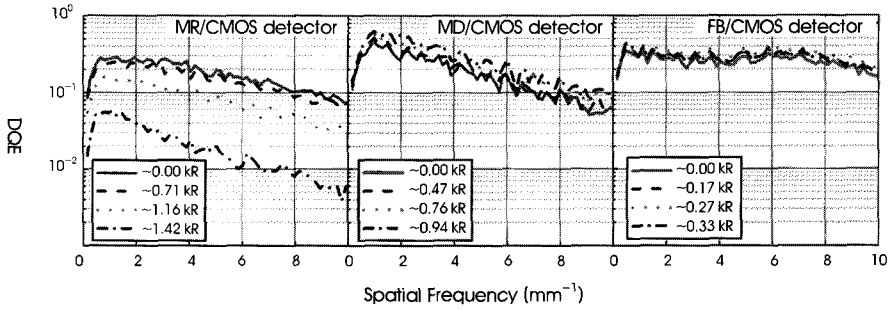

그림 10. 엑스선 누적선량에 따른 DQE의 변화.

Fig. 10. Calculated DQEs of CMOS detectors based on the measured MTFs and NPSs. The DQE measures the fraction of incident fluence contributing to an image quality.

Lorenz 함수[37]로 곡선접합을 수행하여 NPS 공간주파수와 대응하는 데이터를 산출하여 이용하였다. Figure 10에 보인 바와 같이 엑스선 누적선량에 따른 DQE는 NPS에 의존함을 알 수 있다. NPS 측정 결과에서 예상할 수 있었듯이 얇은 형광스크린을 사용할 경우 DQE가 매우 저하되는 것을 알 수 있다. 참고로 매우 두꺼운 형광스크린의 경우 DQE가 공간주파수에 무관하게 거의 일정한데, 이는 NPS가 MTF의 제곱에 비례하고 있음을 시사한다.

Ⅳ. 고 찰

Figure 4에 보인 바와 같이, 암신호 크기에 따른 잡음의 특성을 살펴보면 그 의존성에 따라 신호의 크기와는 무관하게 일정한 영역, 신호가 증가할수록 잡음이 신호 크기의 제곱근에 비례하는 제곱근 비례 영역, 잡음이 신호 크기에 선형적으로 증가하는 선형 비례 영역 등 크게 세 영역으로 구분할 수 있다. 이와 같은 신호의 크기에 따른 잡음의 의존성을 본 연구에서는 다음과 같이 해석한다.

신호 크기에 따라 변화없이 일정한 영역의 경우는 방사선 조사에 의해 생성된 계면전하의 양이 작아 생성된 전자와 전공의 재결합 과정이 우세하기 때문인 것으로 해석될 수도 있으나, 이는 무시할 수 있을 만큼 매우 미약한 크기이며, 대신 이 경우는 디텍터의 리드아웃 잡음으로 추정된다. 방사선 조사가 지속되면 계면전하의 양이 점차 증가하게 되며, 따라서 생성되는 전하의 수도 비례하여 증가하게 된다. 생성된 전하의 수는 통계적 분포를 따르게 되며, 분포의 분산값이 생성된 평균 전하의 수와 같은 프와송 통계를 따른다고 가정하고, 또한 다른 외부로부터 기인되는 잡음을 무시한다면, 암신호의 잡음은 생성된 전하의 수의 제곱근에 비례하게 되며, 이는 곧 픽셀 신호 크기의 제곱근에 비례하는 잡음을 야기하게 된다. 방사선 조사에 의해 계면전하의 양이 더욱 증가하게 되면 필드 방출 등 추가의 전하 생성 메커니즘이 발생할 수 있으며, 암신호의 잡음은 더욱 증가할 수 있다. 일반적으로 디지털 래디오그라피에서의 고정패턴잡음은 신호에 대해 선형적으로 증가하는 특성을 보이는데, 이의 관점에서 본다면 선형 비례 영역은 픽셀간 포토다이오드의 암전류의 차이에 의한 고정패턴잡음으로 해석될 수 있다.

간접변환방식 디텍터의 포토다이오드에서 신호가 발생될 수 있는 메커니즘을 요약하면 입사한 엑스선 에너지가 모두 빛으로 변환되어 포토다이오드와 반응하는 경우(A), 특성 엑스선 발생 혹은 콤프턴 산란 등에 의해 일부의 엑스선 에너지(B) 혹은 산란된 엑스선의 재흡수(C), 혹은 전체 에너지가 빛으로 변환(B + C)되어 포토다이오드와 반응하는 경우, 그리고 형광스크린과 반응을 하지 않고 투과한 엑스선이 포토다이오드와 직접 반응하는 경우(D) 등으로 크게 구분할 수 있다. 엑스선의 에너지가 높을수록 그리고 형광스크린이 얇거나, 형광스크린을 구성하는 물질의 밀도 및 원자번호가 낮을 경우 A 이외의 반응이 일어날 확률이 점차 높아질 것은 자명한 사실이다. 일반적으로 진단 방사선 영역에서는 콤프턴 산란을 무시할 수 있으며, 더욱이 본 연구에서는 45 kVp 엑스선 스펙트럼으로 실험을 수행하였기 때문에 Gd_2O_2S:Tb 기반의 형광스크린에서는 특성 엑스선 역시 거의 발생하지 않는다. 따라서, 본 실험의 경우 A와 D의 반응으로 한정할 수 있다. 일반적으로 CMOS 포토다이오드의 $p-n$ 접합면의 두께는 수 μm이기 때문에 형광스크린과 반응하지 않고 포토다이오드와 반응하여 전하 신호를 생성할 확률은 매우 낮으나, 일단 반응하여 엑스선의 에너지가 흡수된다면, 실리콘에서의 평균 이온화 에너지가 수 eV로 매우 작기 때문에 생성되는 전하의 수는 매우 크며, 더불어 이에 의해 야기되는 잡음 역시 크다고 예상할 수 있다. MR/CMOS 디텍터의 경우, MR 형광스크린은 사용된 형광스크린 중 가장 얇기 때문에 엑스선이 포토다이오드와 직접 반응할 확률이 가장 큰 경우이며, 따라서 상대적으로 NNPS의 값이 매우 크며, 더 나아가 누적 흡수선량이 증가할수록 더욱 많은 계면전하가 발생할 것이고, 이에 의해 필드 방출은 더욱 가속화 될 것이며, 이는 곧 평균 이온화 에너지의 감소 효과를 의미할 수도 있다. 실험 조건의 엑스선 스펙트럼을 고려하여 CMOS 센서 내부에서의 양자흡수를 몬테칼로 시뮬레이션을 통해 구하였으며, MR/CMOS 디텍터를 기준하여, MD/CMOS 디텍터의 경우 양자흡수가 68%이며, FB/CMOS 디텍터의 경우 27%였다. 따라서, MR/CMOS 디텍터의 경우가 엑스선의 직접 반응이 가장 크다.

Ⅴ. 결 론

다양한 두께(90 − 300 μm)의 형광스크린과 CMOS 포토다이오드 어레이를 이용하여 디지털 래디오그라피의 방사선 영향에 관한 실험을 45 kVp 엑스선 스펙트럼의 지속적인 조사를 통해 수행하였다. CMOS 포토다이오드 표면에서의 누적선량이 약 0.2 kR부터 고스팅을 의미하는 고정패턴잡음이 나타나기 시작하였으며, 이와 같이 누적선량에 따른 잡음의 증가에 의해 동적범위가 크게 감소하였다. 디지털 래디오그라피 디텍터의 수명은 누적선량에 의한 고정패턴잡음의 증가와 이에 의한 점진적인 동적범위의 감소로부터 예측할 수 있을 것으로 판단된다. 일반적으로 디지털 래디오그라피의 MTF, NPS, DQE는 게인-옵셋 보정을 수행한 후 이루어지게 때문에 누적선량에 따라 불변할 것이다. 본 연구에서는 실험 과정의 특성상 NPS의 경우 옵셋 보정만 수행하여 측정하였는데, 가장 얇은 스크린인 Min-R™ 스크린을 사용했을 때 높은 누적선량에서 NPS가 증가하였으며, 이는 고정패턴잡음으로 추정된다. 이 때문에 DQE는 상당히 저하되었다. 암전류 증가에 의한 고정패턴잡음의 발생에 대해 주기적인 게인-옵셋 보정을 수행한다면, 이와 같은 NPS의 증가 및 DQE의 저하를 피할 수 있을 것이다. 선형시스템 이론을 이용하여 디텍터의 NPS를 모델링하였으며, 실험 결과와의 비교분석 결과에 의해 엑스선과 포토다이오드의 직접 반응에 의한 잡음이 공간주파수에 무관한 백색잡음으로작용하며, NPS를 매우 저하시킨다는 사실을 밝혔다. 본 논문을 통해 누적선량에 따른 디지털 래디오그라피의 영향에 대한 실험 결과를 처음으로 보고하였다. 디지털 래디오그라피의 사용 수명 예측 및 효과적인 정도관리를 위해서는 보다 체계적이고, 심도있는 디지털 래디오그라피의 방사선 영향에 관한 연구가 필요함을 확인하였다.

REFERENCES

[1] R.A. Street, S. Nelson, L. Antonuk, and V. Perez-Mendez, "Amorphous silicon sensor arrays for radiation imaging," *Proc. Mater. Res.*, vol. 192, pp. 441-452, 1990.

[2] J.A. Rowlands and S. Kasap, "Amorphous semiconductor usher in digital x-ray imaging," *Phys. Today*, vol. 50, pp. 24-30, 1997.

[3] H.K. Kim, S.C. Lee, M.H. Cho, S.Y. Lee, and G. Cho, "Use of a flat-panel detector for microtomography: A feasibilitystudy for small-animal imaging," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 52, no. 1, pp. 193-198, 2005.

[4] H.K. Kim, "Sensor technology for digital radiography," *J. Kor. Soc. Prec. Eng.*, vol. 22, no. 8, pp. 7-16, 2005.

[5] M. Bigas, E. Cabruja, J. Forest, and J. Salvi, "Review of CMOS image sensors," *Microelectronics Journal*, vol. 37, pp. 433-451, 2006.

[6] H.K. Kim, "Cone-beam microtomography and its application," *J. Kor. Soc. Prec. Eng.*, vol. 22, no. 3, pp. 7-14, 2005.

[7] D.A. Jaffray and J.H. Siewerdsen, "Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization," *Med. Phys.*, vol. 27, pp. 1311-1322, 2000.

[8] R. Ning, B. Chen, R. Yu, D. Conover, X. Tang, and Y. Ning, "Flat panel detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: System evaluation," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 19, pp. 949-963, 2000.

[9] S.C. Lee, H.K. Kim, I.K. Chun, M.H. Cho, S.Y. Lee, and M.H. Cho, "A flat-panel detector based micro-CT system: Performance evaluation for small-animal imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 48, pp. 4173-4185, 2003.

[10] J.M. Boudry and L.E. Antonuk, "Radiation damage of amorphous silicon photodiode sensors," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 41, pp. 703-707, 1994.

[11] J.M. Boudry and L.E. Antonuk, "Radiation damage of amorphous silicon, thin-film, field-effect transistors," *Med. Phys.*, vol. 23, pp. 743-754, 1996.

[12] B.H. Hasegawa, *The Physics of Medical X-ray Imaging*, Madison, Wisconsin, USA: Medical Physics Publishing, 1991.

[13] I.A. Cunningham, "Applied linear-systems theory," Chapter 2, *Handbook of Medical Imaging: Vol. 1. Physics and Psychophysics* (Eds. J. Beutel, H.L. Kundel, and R.L. Van Metter), Bellingham, Washington, USA: SPIE Press, 2000.

[14] J.T. Dobbins III, "Image quality metrics for digital systems," Chapter 3, *Handbook of Medical Imaging: Vol. 1. Physics and Psychophysics* (Eds. J. Beutel, H.L. Kundel, and R.L. Van Metter), Bellingham, Washington, USA: SPIE Press, 2000.

[15] J.-M. Kim, H.K. Kim, M.H. Cheong, M.K. Cho, C.-S. Shon, and C.H. Lim, "Investigation of scintillation screens for x-ray imaging," *Key Eng. Mater.*, vols. 321-323, pp. 1056-1059, 2006.

[16] T. Graeve and G. Weckler, "High-resolution CMOS imaging detector," in *Proc. SPIE*, vol. 4320, 2001, pp. 68-76.

[17] T.R. Oldham and F.B. McLean, "Total ionizing dose effects in MOS oxides and devices," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 50, pp. 483-499, 2003.

[18] H.J. Barnaby, "Total-ionizing-dose effects in modern CMOS technologies," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 53, pp. 3103-3121, 2006.

[19] W. Zhao, G. DeCrescenzo, and J.A. Rowlands, "Investigation of lag and ghosting in amorphous selenium flat-panel x-ray detectors," in *Proc. SPIE*, vol. 4682, 2002, pp. 9-20.

[20] S. Steciw, T. Stanescu, S. Rathee, and B.G. Fallone, "Sensitivity reduction in biased amorphous selenium photoconductors," *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 35, pp. 2716-2722, 2002.

[21] A.W. Rau, L. Bakueva, and J.A. Rowlands, "The x-ray time of flight method for investigation of ghosting in amorphous selenium-based flat panel medical x-ray imagers," *Med. Phys.*, vol. 32, pp. 3160-3177, 2005.

[22] M. Zahangir Kabir, M. Yunus, S.O. Kasap, O. Tousignant, H. Mani, and P. Gauthier, "Sensitivity of stabilized a-Se based x-ray photoconductors," *Current Appl. Phys.*, vol. 6, pp. 393-398, 2006.

[23] J.H. Siewerdsen and D.A. Jaffray, "A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat-field imager," *Med. Phys.*, vol. 26, pp. 1624-1641, 1999.

[24] H.K. Kim, "Analytic model for incomplete signal generation in semiconductor detectors," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 88, p. 132112, 2006.

[25] W.R. Dawes Jr., *Radiation effects hardening techniques*, Sandia National Laboratories Report, SAND-85-0742C, 1985.

[26] E. Samei, "Image quality in two phosphor-based flat panel digital radiographic detectors," *Med. Phys.*, vol. 30, pp. 1747-1757, 2003.

[27] E. Samei and M.J. Flynn, "An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems," *Med. Phys.*, vol. 30, pp. 608-622, 2003.

[28] E. Samei, N.T. Ranger, J.T. Dobbins III, and Y. Chen, "Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function," *Med. Phys.*, vol. 33, pp. 1454-1465, 2006.

[29] H. Fujita, D.Y. Tsai, T. Itoh, K. Doi, J. Morishita, K. Ueda, and A. Ohtsuka, "A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 11, pp. 34-39, 1992.

[30] J.T. Dobbins III, "Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems," *Med. Phys.*, vol. 22, pp. 171-181, 1995.

[31] J.T. Dobbins III, D.L. Ergun, L. Rutz, D.A. Hinshaw, H. Blume, and D.C. Clark, "DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices," *Med. Phys.*, vol. 22, pp. 1581-1593, 1995.

[32] J.T. Dobbins III, E. Samei, N.T. Ranger, and Y. Chen, "Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum," *Med. Phys.*, vol. 33, pp. 1466-1475, 2006.

[33] M.J. Flynn and E. Samei, "Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4kstorage phosphor radiography systems," *Med. Phys.*, vol. 26, pp. 1612-1623, 1999.

[34] M.K. Cho, H.K. Kim, T. Graeve, and J.-M. Kim, "Characterization of CMOS pixel detectors for digital x-ray imaging," *Key Eng. Mater.*, vols. 321-323, pp. 1052-1055, 2006.

[35] C.-S. Kim, H.K. Kim, M.K. Cho, M.H. Cheong, C.H. Lim, and J.-M. Kim, "Computational toolset for x-ray spectral analysis," *Key Eng. Mater.*, vols. 321-323, pp. 1060-1065, 2006.

[36] H.K. Kim, "Generalized cascaded model to assess noise transfer in scintillator-based x-ray imaging detectors," *Appl. Phys. Lett.*,

vol. 89, p. 233504, 2006.

[37] J.H. Siewerdsen, L.E. Antonuk, Y. El-Mohri, J. Yorkston, W. Huang, J.M. Boudry, and I.A. Cunningham, "Empirical and theoretical investigation of the noise performance of indirect detection, active matrix flat-panel imagers (AMFPIs) for diagnostic radiology," *Med. Phys.*, vol. 24, pp. 71-89, 1997.

[38] J.H. Siewerdsen, L.E. Antonuk, Y. El-Mohri, J. Yorkston, W. Huang, and I.A. Cunningham, "Signal, noise power spectrum and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology," *Med. Phys.*, vol. 25, pp. 614-628, 1998.

[39] J. Yao and I.A. Cunningham, "Parallel cascades: New ways to describe noise transfer in medical imaging systems," *Med. Phys.*, vol. 28, pp. 2020-2038, 2001.

[40] B.A. Arnold and B.E. Bjarngard, "The effect of phosphor K x-rays on the MTF of rare-earth screens," *Med. Phys.*, vol. 6, pp. 500-503, 1979.

[41] R.K. Swank, "Absorption and noise in x-ray phosphors," *J. Appl. Phys.*, vol. 44, pp. 4199-4203, 1973.

[42] G. Cho, H.K. Kim, Y.H. Chung, D.K. Kim, H.K. Lee, T.S. Suh, and K.S. Joo, "Monte Carlo analyses of x-ray absorption, noise, and detective quantum efficiency considering therapeutic x-ray spectrum in portal imaging detector," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 18, pp. 1423-1427, 2001.

[43] K.-W. Jee, L.E. Antonuk, Y. El-Mohri,and Q. Zhao, "System performance of a prototype flat-panel imager operated under mammographic conditions," *Med. Phys.*, vol. 30, pp. 1874-1890, 2003.

[44] H.K. Kim, G. Cho, Y.H. Chung, H.K. Lee, and S.C. Yoon, "Monte Carlo studies of metal/phosphor screen in therapeutic x-ray imaging," *Nucl. Instr. Meth. A*, vol. 422, pp. 713-717, 1999.

[45] W. Zhao and J.A. Rowlands, "Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Theoretical analysis of detective quantum efficiency," *Med. Phys.*, vol. 24, pp. 1819-1833, 1997.

[46] J. Bogaerts and B. Dierickx, "Total dose effects on CMOS active pixel sensors," *Proc. SPIE*, vol. 3965, pp. 157-167, 2000.