

A Study on the Scatter X-ray Signal and Noise Characteristics of Indirect Conversion-Type Detector for Radiography

Junwoo Kim*

Center for Advanced Medical Engineering Research, Pusan National University

Received: April 29, 2021. Revised: June 23, 2021. Accepted: June 30, 2021.

ABSTRACT

Digital radiography imaging systems can also help diagnose lesions in patients, but if x-rays that enter the human body cause scatter x-ray due to interaction with substances, they affect the signal and noise characteristics of digital x-ray images. To regard the human body as polymethyl methacrylate (PMMA) and observe the properties of scattered x-ray generated from PMMA on x-ray images, we analyze signal and noise in the spatial domain as well as noise-power spectrum (NPS), and detective quantum efficiency (DQE) at zero frequency. As PMMA thickness increased, signals decreased, the noise increased, and NPS degradation was identified in overall spatial frequencies. Based on these characteristics, zero-frequency performance was also shown to be degraded. Comparative analysis with Monte-carlo simulations will need to be made to analyze the zero-frequency performance by scattered x-ray of indirect conversion-type x-ray detectors more quantitatively.

Keywords: Polymethyl methacrylate, Scatter X-ray, NPS

I. INTRODUCTION

환자의 병변 진단에 도움을 주는 디지털 래디오 그라피(Digital Radiography, DR) 이미징 시스템은 환자의 피폭과 산란선의 영향을 줄이고자 콜리메이터와 산란-방지 그리드(anti-scatter grid, ASG)^[1,2]를 사용하곤 한다. 그럼에도 불구하고 인체는 밀도가 낮은 연부조직 및 장기들이 주로 있기 때문에 산란선에 의한 엑스선 영상의 화질 저하가 발생되기 마련이다. 인체에서 발생된 산란선이 엑스선 검출기에 도달하여 광전흡수 반응이 일어나면 엑스선 영상 신호에 큰 기여를 할 수도 있지만 간접변환방식 검출기의 경우 산란선이 검출기에 흡수되면서 2차적으로 발생하는 빛의 퍼짐에 의해 화질이 저하될 수밖에 없다. 이는 엑스선 영상 신호와 노이즈 특성에 영향을 미치게 되어 환자의 병변 진단에 가시성을 저하시키는 요인이 된다^[3,4].

양자검출효율(detective quantum efficiency, DQE)은 엑스선 검출기 성능의 가장 포괄적인 척도이다

[5]. 검출기의 픽셀 신호와 노이즈의 공간적 상관관계는 일반적으로 불가피하므로 공간주파수 영역에서 양자검출효율을 평가하는 것이 필수적이다. 따라서 최적의 영상 화질은 모든 공간주파수에서 양자검출효율을 최대화하여 달성할 수 있다^[5]. 의료 영상에서 양자검출효율^[6-10]은 특정 용도를 위한 검출기의 선택과 개발 및 영상 기법 최적화에 널리 사용되어 왔다^[11-13]. 본 연구에서 분석하고자 하는 산란선은 멀리 퍼지는 성질이 있기 때문에 저주파수 성분에 해당되며 위에서 언급한 양자검출효율을 이용하여 저주파수 혹은 제로주파수에서 신호 및 노이즈 분석이 필요하다.

따라서 본 연구는 인체를 폴리메틸메타아크릴레이트(polymethyl methacrylate, PMMA)로 간주하고, PMMA에서 발생하는 산란선이 검출기 신호 및 노이즈에 미치는 영향을 분석하기 위해 공간 영역뿐만 아니라 공간주파수 영역에서의 노이즈-파워 스펙트럼(noise-power spectrum, NPS), 유효 픽셀 면적(Effective Aperture), 제로주파수에서의 양자검출효

* Corresponding Author: Junwoo Kim

E-mail: kjw89f@pusan.ac.kr

Tel: *** - **** - ****

율을 계산하여 정량적인 분석결과를 도출하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHOD

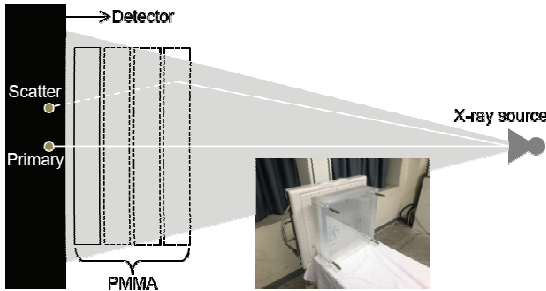


Fig. 1. Picture showing the experimental setup for the effect of scatter on digital x-ray images.

본 연구의 실험 지오메트리는 Fig. 1과 같고, 사용된 검출기는 국내 Rayence 사의 엑스선 에너지를 빛으로 변환하는 $Gd_2O_2S:Tb$ 섬광체 기반의 간접변환방식 검출기, Xmaru 1717 SGC를 사용하였으며 검출기 어레이의 픽셀 개수는 3328×3328 , 픽셀 크기는 0.127 mm 로 영상의 면적은 $423 \times 423 \text{ mm}^2$ 이다.

Toshiba 사의 일반 의료용 엑스선 튜브, E7239X와 Listem 사의 제너레이터 REX-650R을 이용하여 엑스선을 발생시켰다. 엑스선은 kVp와 mA, sec로 동작되며 사용되는 엑스선 에너지의 양을 측정하기 위해 검출기 표면에 이온 전리함(Black Piranha, RTI Electronic AB)을 고정시켜 공기 중 커마(μGy)와 엑스선 세기의 절반에 해당하는 반가층(half-value layer, HVL)을 측정하였다. 이를 바탕으로 엑스선 스펙트럼 모델로부터 실험적으로 측정하기 어려운 스펙트럼을 예측하였다. 이때, 선원-검출기간 거리(source-to-detector distance, SDD)는 1800 mm 이며 영상획득을 위한 엑스선 관전압은 120 kVp , 관전류와 조사시간은 각각 250 mA , 0.02 sec 로 인가하였다. 이온 전리함으로 실험에 사용된 조건에 대한 선량을 측정된 결과, 약 $48 \mu\text{Gy}$ 정도가 영상획득에 사용되었다.

해당 엑스선 튜브의 양극 물질은 텅스텐 타겟이며 윈도우 앞에 0.2 mm 구리 필터와 1 mm 알루미늄

필터를 적층시킨 다음 엑스선 빔을 이용하여 실험에 임하였다. 구리는 약 8 keV 의 특성엑스선이 발생되기 때문에 구리 필터를 먼저 엑스선 튜브 윈도우에 위치시킨 다음, 알루미늄 필터를 위치시켜 특성엑스선을 알루미늄 필터에 흡수시키고자 하였다.

어플리케이션을 흉부 라디오그래피라 보고, 인체로부터 발생하는 산란선이 간접변환방식 검출기의 신호 및 노이즈에 미치는 영향을 관찰하기 위해 인체조직 등가물질로 PMMA를 사용하였으며^[14] 그 두께는 0 mm 에서 90 mm 까지가 사용되었다. PMMA 두께 증가에 따라 획득한 영상에서의 신호와 노이즈 성능을 위해 영상 픽셀 값의 평균과 표준편차는 관심영역(region of interest, ROI)을 정한 후 계산되었다.

산란선이 포함된 영상의 노이즈 성능을 공간주파수별로 정량적인 값을 도출하기 위해 노이즈-파워 스펙트럼이라는 지표를 사용하였으며 아래 Eq. (1)과 같이 정의된다^[15].

$$NPS(u,v) = \frac{1}{\Delta u \Delta v} \langle |\mathbf{FT}\{\Delta I(x,y)\}|^2 \rangle, \quad (1)$$

여기서 $\Delta I(x,y)$ 는 노이즈-파워 스펙트럼을 계산하기 위해 각 영상마다 무수히 획득한 관심영역의 평균값을 뺀 제로-평균 영상을 의미하며 노이즈 성분의 변동 값을 담고 있다. **FT**는 푸리에 변환(Fourier transform) 연산, $\langle \dots \rangle$ 안에 있는 수식은 여러 관심영역에 대한 NPS를 구한 다음, 이를 앙상블 평균 내는 것을 의미한다. PMMA 두께 증가에 따라 서로 다른 영상들의 노이즈-파워 스펙트럼을 직관적으로 비교하기 위해 영상의 평균 신호, \bar{d}^2 로 나눈 정규화된 노이즈-파워 스펙트럼(normalized NPS, NNPS)을 결과분석에 사용하였다. 정규화된 노이즈-파워 스펙트럼은 Eq. (2)와 같다.

$$NNPS(u,v) = \frac{NPS(u,v)}{\bar{d}^2}. \quad (2)$$

정규화된 노이즈-파워 스펙트럼을 분석하기 위한 PMMA 두께 증가에 따른 영상의 관심영역은

512×512이며 모든 영상은 게인-오프셋 보정 (gain-offset correction, GOC) 영상전처리 과정이 수행되었다^[16,17]. 게인-오프셋 보정은 영상전처리 기법으로 엑스선 튜브에서 발생하는 엑스선이 양극의 힐 효과, 콘 형태의 엑스선 빔 등으로 인해 획득된 영상에서 불균일한 성분이 포함되기 마련인데, 이를 균일하게 혹은 평평하게 재구성해주는 역할을 한다.

본 연구에 사용된 간접변환방식 검출기가 선형적이라는 가정 하에 제로주파수에 해당하는 검출양자효율을 계산하였으며 Eq. (3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$DQE(0) = \frac{1}{\frac{q}{\left[\frac{NPS(0)}{\bar{d}^2} \right]}} = \frac{\bar{d}^2}{q A_{\text{eff}} \sigma_d^2}, \quad (3)$$

제로주파수 검출양자효율 계산에 필요한 제로주파수 노이즈-파워 스펙트럼은 정의하는 것이 어렵기 때문에^[18,19] 아래 Eq. (4)와 같은 방법으로 계산하였다^[20].

$$NPS(0) \approx \left[2\pi \int_0^\infty MTF_{\text{pre}}^2(f) f df \right]^{-1} \sigma_d^2, \quad (4)$$

여기서, $\left[2\pi \int_0^\infty MTF_{\text{pre}}^2(f) f df \right]^{-1}$ 는 픽셀의 유효 면적 (effective aperture, A_{eff})^[21]과 같고, MTF_{pre} 는 사전 샘플링된 변조-전달 함수(modulation-transfer function, MTF)로 기울어진 에지-나이프 패턴으로부터 계산되며^[22] σ_d^2 는 영상 신호의 분산 혹은 2차원 노이즈-파워 스펙트럼의 합과 같다. 또한, f 는 검출기의 가로(x), 세로(y) 방향의 픽셀 크기가 거의 동일하다는 가정 하에 $\sqrt{u^2 + v^2}$ 로 계산된다.

III. RESULT

Fig. 2-(a)는 PMMA 두께 증가에 따른 간접변환

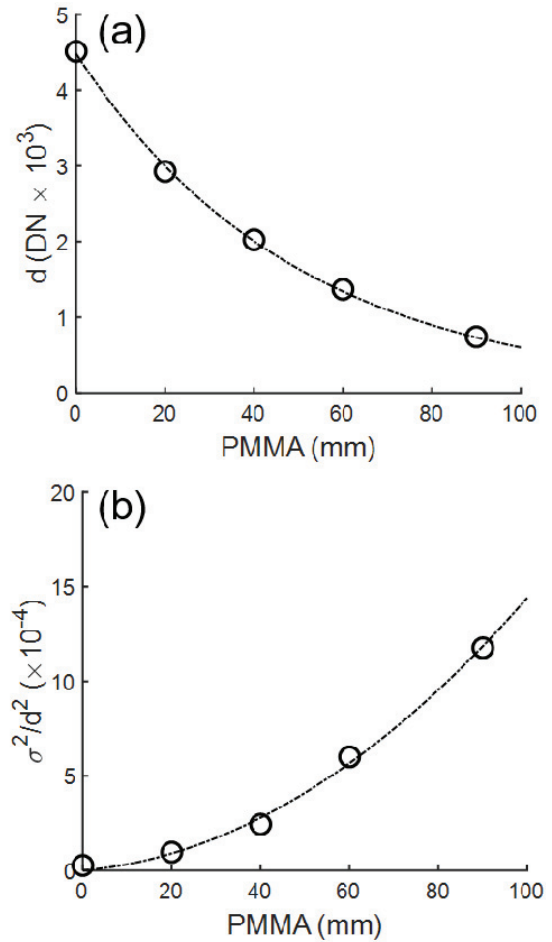
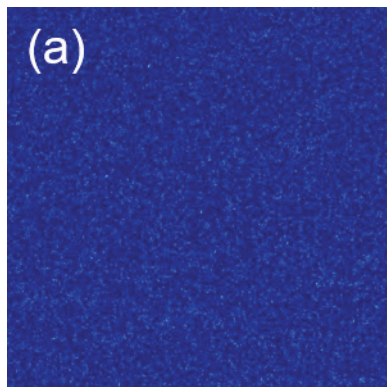


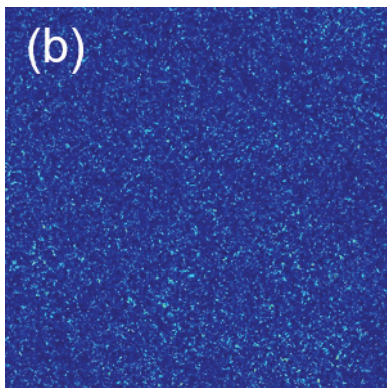
Fig. 2. Characteristic response function of the indirect conversion-type detector. (a) Characteristic response function, (b) relative noise for detector as a function of PMMA thickness for an 120 kVp spectrum.

방식 검출기의 영상신호로 지수함수적인 형태로 감소하고 있음을 확인할 수 있다. 이러한 신호감소는 PMMA 두께 증가에 따라 PMMA를 투과하는 엑스선, $I = I_0 e^{-\mu_{\text{PMMA}} t_{\text{PMMA}}}$ 가 감소되는 것과 PMMA에서 2차적으로 발생하는 산란선이 멀리 퍼지는 것을 의미하는 결과이다.

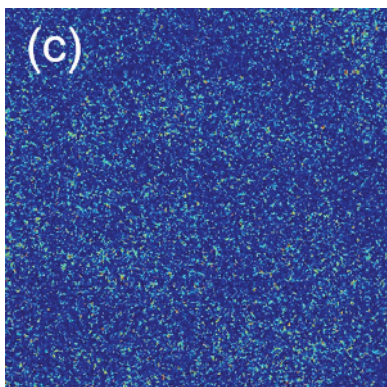
Fig. 2-(b)는 PMMA 두께 증가에 따라 획득한 영상으로부터 특정 영역의 신호와 노이즈를 계산한 다음, 노이즈(표준편차, σ)의 제곱 즉, 분산(σ^2)을 신호의 제곱으로 나눈 값으로 신호 대 노이즈 비 (signal-to-noise ratio, SNR) 제곱의 역수, 즉 상대적 노이즈(relative noise)를 의미한다. PMMA 두께 증가는 검출기에서 신호로 기여하는 엑스선의 양이



(a) 0 mmPMMA



(b) 40 mmPMMA

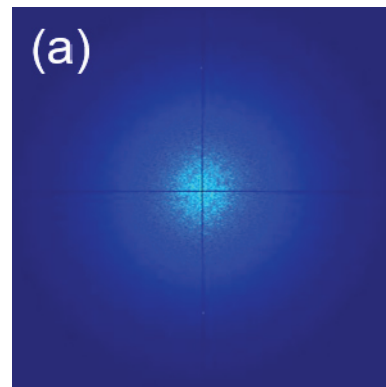


(c) 90 mmPMMA

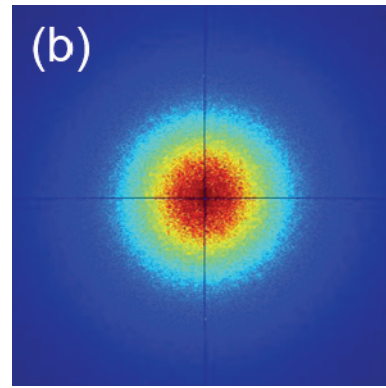
Fig. 3. Comparison of zero-mean noise images obtained from the PMMA thickness with the same 120 kVp, 5 mAs condition. The greater the brightness of the image, which means noisy the image.

적기 때문에 양자 노이즈(quantum noise)가 발생하고, PMMA에서 발생하는 산란선에 의해 노이즈 성분이 더해진다. 따라서 PMMA 두께 증가가 상대적 노이즈를 증가시키게 된다.

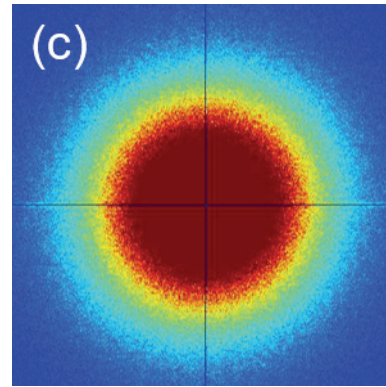
Fig. 3는 PMMA 두께 증가에 따라 획득한 노이즈



(a) 0 mmPMMA



(b) 40 mmPMMA



(c) 90 mmPMMA

Fig. 4. Comparison of 2-dimension normalized NPS images obtained from the PMMA thickness with the same 120 kVp, 5 mAs condition. The normalized NPS pattern is symmetric.

영상으로 Eq. (1)의 $\Delta I(x,y)$, 즉 제로-평균 영상과 같다. Fig. 3-(a), (b), (c)는 각각 0, 40, 90 mm의 PMMA 두께에 대한 노이즈 영상이며 PMMA 두께가 증가할수록 영상의 노이즈 성분이 많아지는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 4은 Fig. 3의 노이즈 영상 결과를 보다 정량

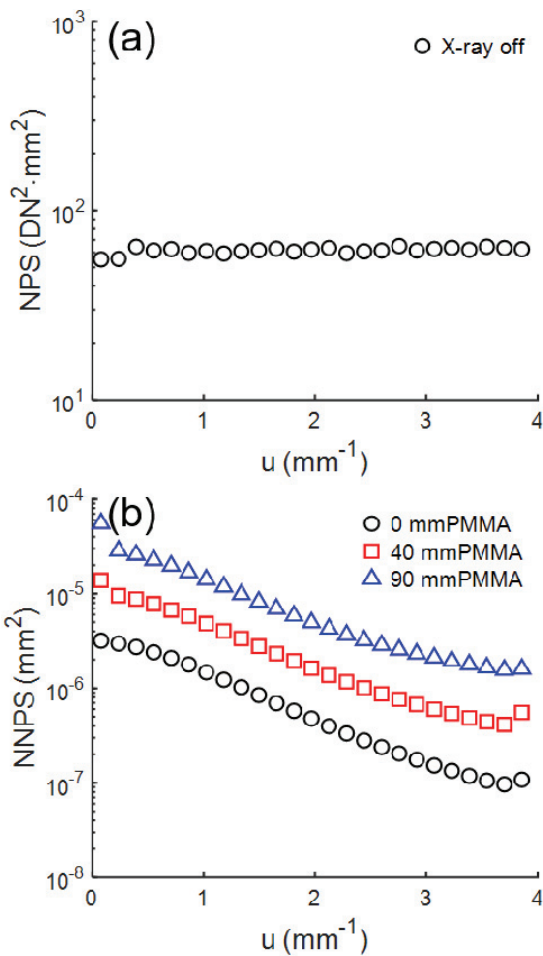


Fig. 5. NPS results. (a) NPS for 0 μ Gy (dark images), and without 120 kVp spectrum, (b) Normalized NPS for various PMMA thickness and 120 kVp spectrum.

적으로 공간주파수별로 확인하기 위해 2차원 푸리에 변환한 노이즈-파워 스펙트럼 영상이다. 각 영상의 중심은 주파수 값이 (0,0)에 해당하며 (0,0)에서 멀어질수록 공간주파수가 증가하는 것을 의미한다. 픽셀 크기, 0.127 mm를 고려해서 픽셀 크기 두 배의 역수인 나이퀴스트 주파수는 약 4 mm⁻¹이다. Fig. 4-(a), (b), (c)는 각각 0, 40, 90 mm의 PMMA 두께에 대한 2차원 노이즈-파워 스펙트럼 영상으로 PMMA 두께가 증가할수록 전반적인 주파수에 대해 노이즈 성분이 증가하는 것을 확인할 수 있으며 붉은색으로 갈수록 그 값이 높다는 것을 의미한다. 뿐만 아니라 수평(horizontal), 수직(vertical), 대각선(diagonal), 이 모두를 포함하는 방사형(radial) 방향에 대한 값들이 대칭적인 것을 관

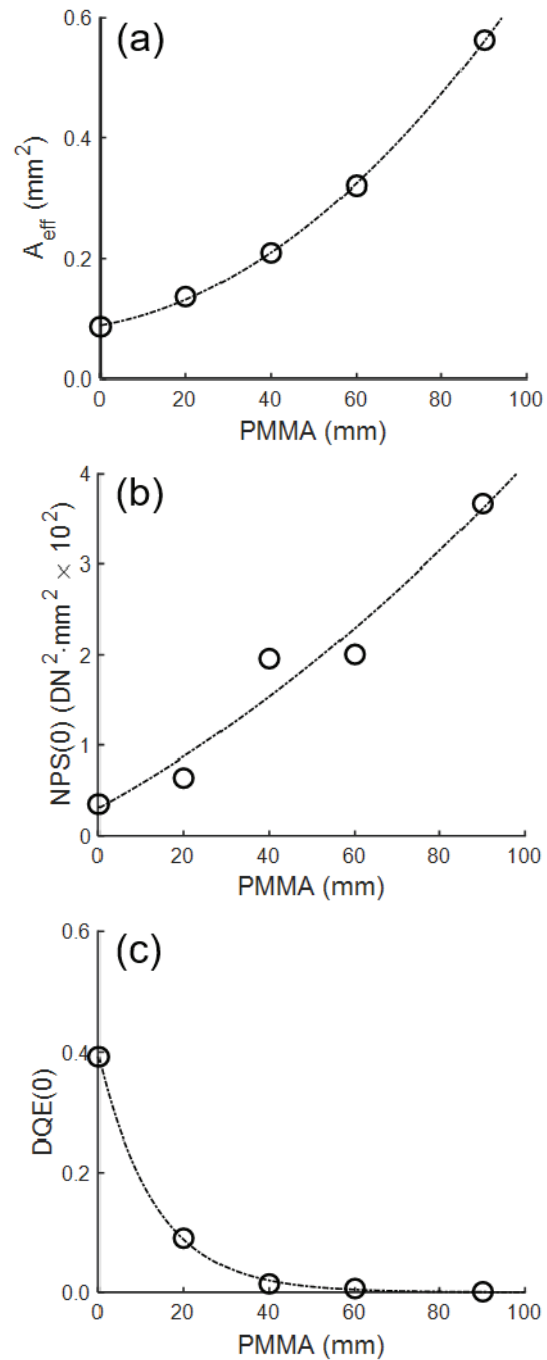


Fig. 6. (a) effective aperture, (b) NPS at the zero-spatial frequency (c) DQE at the zero-spatial frequency as a function of PMMA thickness..

찰할 수 있는데 본 연구에 사용된 간접변환방식 검출기 픽셀의 가로와 세로 크기가 거의 같다는 것을 의미한다. Fig. 3의 결과와 비교했을 때, 2차원 노이즈-파워 스펙트럼 영상은 합리적인 경향임을 확인할 수 있다.

Fig. 5-(a)는 엑스선이 조사되지 않고, 전기적인 노이즈에 의해 획득된 영상 즉, 다크영상으로부터 노이즈-파워 스펙트럼을 계산한 결과이다. 다크영상은 계인이라는 개념이 없기 때문에 영상에 계인-오프셋 보정을 하지 않고, 오프셋 보정만 수행되었다. 따라서 두 장의 다크영상을 서로 감산한 후 계산된 결과이며 거의 백색 노이즈에 가까운 것을 확인할 수 있다.

Fig. 5-(b)는 2차원 노이즈-파워 스펙트럼이 모든 방향에 대해 대칭적이라는 가정 하에 방사형 방향에 대하여 1차원으로 값을 추출한 결과로 PMMA 두께 증가에 따라 전반적인 노이즈가 공간주파수에 따라 증가하고 있다.

Fig. 6-(a)와 (b)는 제로주파수에서의 양자검출효율을 획득하기 위해 계산된 픽셀의 유효 면적과 제로주파수에서의 노이즈-파워 스펙트럼 결과이다. 두 결과 모두 PMMA 두께가 증가함에 따라 증가하는 경향을 보이는데 산란선이 많아짐에 따라 멀리 퍼지는 엑스선으로 인해 멀리 퍼진 위치에서 2차적으로 발생하는 빛이 유효 면적을 넓히는 효과를 줄 뿐만 아니라, 저주파수에 해당하는 노이즈 성분을 높이고 있다.

따라서 최종으로 계산되는 제로주파수에서의 양자검출효율 결과는 Fig. 6-(c)와 같고, PMMA 두께 증가에 따라 값이 저하되는 것을 확인할 수 있다.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 PMMA 두께에 대한 함수로써 공간주파수별 노이즈-파워 스펙트럼을 계산하였다. 계산 결과 PMMA 두께 증가에 따라 저주파수에서 값이 저하되는 경향을 보인다. 이러한 노이즈-파워 스펙트럼은 디지털 라디오그래피 시스템의 엑스선에 대한 임펄스 함수를 푸리에 변환하여 공간주파수별로 콘트라스트를 분석할 수 있는 변조-전달 함수의 제공에 비례하는 특성이 있다. 따라서 변조-전달 함수의 계산이 필요하며 또는 노이즈-파워 스펙트럼에서 변조-전달 함수를 추출할 수도 있을 것이다. 이때, 노이즈-파워 스펙트럼을 가우시안, 로렌츠, 가우시안-로렌츠 함수 등으로 피팅한 다음, 피팅 파라미터를 사용하여 변조-전달 함수를 역으

로 계산하는 것이다.

제로주파수에서 계산된 양자검출효율은 실험값에서 추출한 결과이다. 또 다른 계산방법으로 엑스선 검출기가 양자 노이즈 제한 영역에서 동작할 때, 양자 노이즈가 전기적 노이즈를 지배할 경우 제로주파수에서의 양자검출효율은 단순히 $DQE(0)=\alpha I$ 와 같이 나타낼 수 있다^[23]. 여기서, α 는 간접변환방식 검출기에 사용되는 섬광체에서 엑스선이 흡수되는 양자흡수효율(quantum absorption efficiency)이며, I 는 Swank factor로 섬광체 내 빛 수송의 변화와 엑스선 변환 노이즈를 설명하는 인자^[24]이며 다시 I 는 엑스선에 대한 I_{X-ray} 와 빛에 대한 $I_{Optical}$ 로 나누어진다. 이러한 값은 실험으로 계산하기 어렵기 때문에 몬테칼로 시뮬레이션을 수행하여 계산되는 것이 바람직하다. 따라서 실험값과 몬테칼로 시뮬레이션으로 계산된 값의 비교가 필요할 것이다.

또한, 현재의 연구결과는 흉부 라디오그래피 어플리케이션으로 120 kVp에 대한 연구만이 수행되었다. 따라서 향후 다양한 어플리케이션(두부: 90 kVp, 사지: 60 kVp 등)에 대한 산란선 분석을 위해 추가 실험이 필요할 것으로 판단된다.

V. CONCLUSION

본 연구는 흉부 라디오그래피를 어플리케이션으로 환자의 두께를 모사할 수 있는 물질, PMMA의 다양한 두께를 사용하여 간접변환방식 검출기로 엑스선 영상을 획득하여 PMMA에서 산란된 후, 검출기로 도달하는 산란선이 엑스선 영상의 신호와 노이즈에 미치는 영향을 공간 영역 및 공간주파수 영역에서 정량적인 분석방법으로 결과를 도출하였다. PMMA 두께 증가에 따라 신호는 감소하고 노이즈는 증가하여 서로 반대인 경향을 바탕으로 결국 상대적 노이즈가 증가하는 결과를 보였다. 제로-평균 영상과 2차원 노이즈-파워 스펙트럼 영상으로부터 노이즈 증가에 대한 공간 영역 및 공간주파수 영역의 유사한 경향성을 확인하였으며 거의 제로에 가까운 주파수에서 픽셀의 유효 면적, 노이즈-파워 스펙트럼, 양자검출효율을 분석하여 보다 정량적인 디지털 라디오그래피 시스템의 신호 및 노

이즈 평가가 이루어졌다.

Acknowledgement

이 논문은 2020년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. 2020R1A6A3A01100169).

Reference

- [1] H. P. Chan, K. Doi, "Investigation of the performance of antiscatter grids: Monte Carlo simulation studies", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 27, No. 6, pp. 785-803, 1982. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/27/6/002>
- [2] M. Sandborg, D. R. Dance, G. A. Carlsson, J. Persliden, M. J. Tapiovaara, "A Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: task-dependent optimization for digital imaging", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 67, No. 793, pp. 1659-1676, 1994. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/39/10/010>
- [3] G. T. Barnes, "Contrast and scatter in x-ray imaging", *Radiographics*, Vol. 11, No. 2, pp. 307-323, 1991. <https://doi.org/10.1148/radiographics.11.2.2028065>
- [4] A. K. Carton, H. Bosmans, C. Van Ongeval, G. Souverijns, F. Rogge, A. Van Steen, and G. Marchal, "Development and validation of a simulation procedure to study the visibility of micro calcifications in digital mammograms", *Medical Physics*, Vol. 30, No. 8, pp. 2234-2240, 2003. <https://doi.org/10.1118/1.1591193>
- [5] S. Yun, H. K. Kim, J. C. Han, S. Kam, H. Youn, I. A. Cunningham, "Linear analysis of signal and noise characteristics of a nonlinear CMOS active-pixel detector for mammography", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, Vol. 847, No. 1, pp. 104-110, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2016.11.049>
- [6] L. E. Antonuk, K. W. Jee, Y. El-Mohri, M. Maolinbay, S. Nassif, X. Rong, Q. Zhao, J. H. Siewerdsen, R. A. Street, K. S. Shah, "Strategies to improve the signal and noise performance of active matrix, flat-panel imagers for diagnostic X-ray applications", *Medical Physics*, Vol. 27, No. 2, pp. 289-306, 2000. <https://doi.org/10.1118/1.598831>
- [7] C. D. Arvanitis, S. E. Bohndiek, G. Royle, A. Blue, H. X. Liang, A. Clark, M. Prydderch, R. Turchetta, R. Speller, "Empirical electro-optical and X-ray performance evaluation of CMOS active pixels sensor for low dose, high resolution X-ray medical imaging", *Medical Physics*, Vol. 34, No. 12, pp. 4612-4625, 2007. <https://doi.org/10.1118/1.2804744>
- [8] H. K. Kim, I. A. Cunningham, Z. Yin, G. Cho, "On the development of digital radiography detectors: a review", *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 9, No. 4, pp. 86-100, 2008.
- [9] P. R. Granfors, D. Albagli, "Scintillator-based flat-panel X-ray imaging detectors", *Journal of the Society for Information Display*, Vol. 17, No. 6, pp. 535-542, 2009. <https://doi.org/10.1889/JSID17.6.535>
- [10] G. Zentai, "Photoconductor-based (direct) large-area X-ray imagers", *Journal of the Society for Information Display*, Vol. 17, No. 6, pp. 543-550, 2009. <https://doi.org/10.1889/JSID17.6.543>
- [11] I. A. Cunningham, R. Shaw, "Signal-to-noise optimization of medical imaging systems", *Journal of the Optical Society of America A*, Vol. 16, No. 3, pp. 621-632, 1999. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.16.000621>
- [12] J. H. Siewerdsen, D. A. Jaffray, "Optimization of X-ray imaging geometry (with specific application to flat-panel cone-beam computed tomography)", *Medical Physics*, Vol. 27, No. 8, pp. 1903-1914, 2000. <https://doi.org/10.1118/1.1286590>
- [13] G. J. Gang, J. W. Stayman, T. Ehtiati, J. H. Siewerdsen, "Task-driven image acquisition and reconstruction in cone-beam CT", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 60, No. 8, pp. 3129-3150, 2015. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/8/3129>
- [14] AAPM Report No. 31, "Standards methods for measuring diagnostic x-ray exposures", New York, American Institute of Physics, 1991.
- [15] J. T. Dobbins, *Handbook of Medical Imaging (SPIE, Bellingham)*, Vol. 1, Chap. 3, pp. 161, 2000.
- [16] A. L. C. Kwan, J. A. Seibert, J. M. Boone, "An

- improved method for flat-field correction of flat panel x-ray detector", *Medical Physics*, Vol. 33, No. 2, pp. 391-393, 2006.
<https://doi.org/10.1118/1.2163388>
- [17] H. K. Kim, M. K. Cho, T. Achterkirchen and W. Lee, "Radiation Effects on the Performance of CMOS Photodiode Array Detectors and the Role of Gain-Offset Corrections", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 56, No. 3, pp. 1179-1183, 2009. <http://dx.doi.org/10.1109/TNS.2009.2014232>
- [18] W. Zhao, G. Ristic, J. A. Rowlands, "X-ray imaging performance of structured cesium iodide scintillators", *Medical Physics*, Vol. 31, No. 9, pp. 2594-2605, 2004. <http://dx.doi.org/10.1118/1.1782676>
- [19] B. Menser, R. J. Bastiaens, A. Nascetti, M. Overdick, M. Simon, "Linear system models for lag in flat dynamic x-ray detectors", in *Proceedings of the SPIE*, Vol. 5745, pp. 430-441, 2005.
<https://doi.org/10.1117/12.594518>
- [20] I. A. Cunningham, *Handbook of medical imaging, Physics and Psychophysics (SPIE, Bellingham)*, Vol. 1, Chap. 2, pp. 79-160, 2000.
- [21] K. A. Fetterly, N. J. Hangiandreou, "Effects of x-ray spectra on the DQE of a computed radiography system", *Medical Physics*, Vol. 28, No. 2, pp. 241-249, 2001.
<https://doi.org/10.1118/1.1339883>
- [22] H. Fujita, D. Y. Tsai, T. Itoh, K. Doi, J. Morishita, K. Ueda, A. Ohtsuka, "A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography", *IEEE Transactions on medical imaging*, Vol. 11, No. 1, pp. 34-39, 1992.
<https://doi.org/10.1109/42.126908>
- [23] H. K. Kim, "Practical expressions describing detective quantum efficiency in flat-panel detectors", *Journal of Instrumentation*, Vol. 6, No. 11, pp. C11020, 2011.
<http://dx.doi.org/10.1088/1748-0221/6/11/C11020>
- [24] R. K. Swank, "Absorption and noise in X-ray phosphors", *Journal of Applied Physics*, Vol. 44, No. 9, pp. 4199-4203, 1973.
<https://doi.org/10.1063/1.1662918>

산란선이 간접변환방식 엑스선 검출기의 신호 및 노이즈 특성에 미치는 영향에 관한 연구

김준우*

부산대학교 차세대의료기술연구센터

요 약

디지털 래디오그래피 이미징 시스템으로 환자의 병변 진단에 있어 도움을 줄 수도 있으나 인체에 입사되는 엑스선이 물질과의 상호작용으로 인해 산란선이 발생되면 엑스선 영상의 신호 및 노이즈 특성에 영향을 미치게 된다. 인체를 폴리메틸메타아크릴레이트(polymethyl methacrylate, PMMA)로 간주하고 PMMA에서 발생하는 산란선이 엑스선 영상에 미치는 특성을 관찰하기 위해 공간 영역에서 신호 및 노이즈 분석뿐만 아니라 공간주파수 영역에서 노이즈-파워 스펙트럼(noise-power spectrum, NPS) 그리고 제로주파수에서 양자검출효율(detective quantum efficiency, DQE)을 계산하였다. PMMA 두께 증가에 따라 신호는 감소, 노이즈는 증가하였으며 전반적인 공간주파수에서 노이즈-파워 스펙트럼의 저하가 확인되었다. 이러한 특성을 바탕으로 제로주파수 성능 또한 저하되는 결과를 보였다. 간접변환방식 검출기의 산란선에 의한 제로주파수 성능을 보다 정량적으로 분석하기 위해 몬테칼로 시뮬레이션과의 비교분석이 이루어져야 할 것이다.

중심단어: 폴리메틸메타아크릴레이트, 산란선, 노이즈-파워 스펙트럼

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	김준우	부산대학교 차세대의료기술연구센터	연수연구원