

<원저>

디지털 방사선영상 시스템에서 산란선이 영상 품질에 미치는 영향

- A Study of Scattered Radiation Effect on Digital Radiography Imaging System -

¹⁾동서대학교 방사선학과 · ²⁾동서대학교 방사선보건환경연구센터 · ³⁾동서대학교 보건과학과

백철하^{1,2,3)}

— 국문초록 —

디지털 방사선영상 시스템에서 산란선은 피검사체와 엑스선의 반응에 의해 발생하는 근원적인 현상이다. 방사선 투사영상은 일차선에 의해 형성되는 감쇠정보를 영상화 하므로 산란선은 투사영상에서 노이즈로써 작용한다. 본 연구에서는 다양한 검사조건에서 발생하는 산란선을 빔 저지체(beam stopper)를 이용하여 정량화하고 동시에 반 산란 격자의 효과를 확인하였다. 또한 산란선이 영상의 품질에 미치는 영향을 확인하기 위해 산란선에 의해 저하되는 대조도 대 잡음비를 측정하였다. 본 연구를 통해 산란선은 피검사체의 두께 및 공기층(air gap)에 지배적인 경향을 가짐을 확인하였다. 또한 산란선은 영상의 대조도를 현격히 저하시킴을 정량적으로 측정하였다. 산란선을 저감하기 위해 격자를 장착함으로써 상당량의 산란선을 저감할 수 있었으나 여전히 두꺼운 피검사체에 대해 많은 양의 산란선이 남아 있음을 확인하였다. 본 연구에서는 산란선을 정량화 하는 방법론을 제시하였으며, 향후 시스템의 최적화에 중요한 역할을 할 수 있을 것으로 기대된다.

중심 단어: 디지털방사선영상, 산란선, 대조도대잡음비, 일차선대잡음비

1. 서 론

엑스선의 산란은 콤프턴 산란(Compton scattering)과 레일리 산란(Rayleigh scattering)에 의해 발생하며, 주로 엑스선의 에너지와 반응 물질에 의해 지배적인 분포를 가진다. 따라서 엑스선원에서 발생한 광자가 피검사체와 반응하게 되면 정해진 확률에 의해 광전효과(photoelectric effect)와 함께 산란선이 반드시 발생하며 이는 엑스선 영상 시스템에서 피할 수 없는 근원적인 현상이다^[1-3]. 방사선영상 시스템은 위치에 따라 달라지는 감쇠정도를 디지털 검출기에서 계측하여 영상화 하는 기술이다. 따라서 투사영상에서 의미 있는 정보는 피검사체에 의해 감쇠된 일차선 이므로, 환자 내부에서 발생한 산란선은 투사영상의 품

질을 저하시키는 심각한 노이즈 인자로 작용한다. 이를 막기 위하여 대부분의 방사선영상 시스템에는 반 산란 격자(anti-scatter grid)가 장착되며 산란선 제거 효과가 보고되고 있다^[4-7].

산란선은 피검사체의 구성물질, 두께 등에 의해 다양한 경향성을 가진다^[1]. 또한 피검사체와 검출기 사이의 거리에 따라 산란선이 투사영상에 미치는 영향이 달라짐이 보고된 바 있으며 콤프턴 산란의 발생 확률이 입사 광자의 에너지에 의존함을 고려할 때 입사 스펙트럼에 따라서도 산란선의 경향은 달라질 것으로 예상된다.

본 연구에서는 엑스선 영상에서 심각한 품질 저하를 유발하는 산란선을 실험을 통해 의료영상 시스템에 미치는 영향을 다양한 검사 파라미터에 대해 산란선을 측정하고 격자에

This work was supported by Dongseo University, "Dongseo Frontier Project" Research Fund of 2015

Corresponding author: Cheol-Ha Baek, Dept. of Radiological Science, Dongseo University, Jurye-Ro 47, Sasang-gu, Buasn City, 47011, Korea / Tel: +82-51-320-2719 / E-mail: baekch@gdsu.dongseo.ac.kr

Received 15 February 2017; Revised 9 March 2017; Accepted 15 March 2017

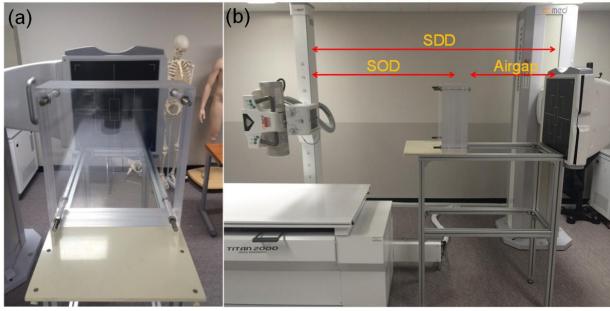


Fig. 1 (a) PMMA Phantom, (b) Geometry of a radiography used in the experiment

의한 저감효과를 확인하고자 하였다. 또한 산란선이 투사영상에 미치는 영향을 대조도 측면에서 분석하였다.

II. 연구방법

1. 실험도구

산란선이 디지털 방사선 영상에 미치는 영향을 확인하기 위해 Fig. 1과 같이 실험을 설계하였다. Fig. 1(a)는 실험을 위해 제작한 팬텀으로써 물질은 PMMA를 사용하였으며 팬텀의 크기는 엑스선 빔을 모두 덮기 위해 가로×세로 길이는 400×400 mm로 제작하였다. PMMA 팬텀의 기본 두께는 160 mm로 10 mm 단위로 조절할 수 있도록 설계하였다.

본 연구를 위하여 흥부 검사용 방사선영상 시스템(Gems, Korea)을 사용하였다. 엑스선 검출기는 CCD (charge coupled devide) 기반의 검출기(KAF-16803 IMAGE SENSOR, KODAK, USA)가 장착되어 있으며 픽셀 크기는 9 μm × 9 μm , 픽셀 수는 4,096 × 4,096개이다. 엑스선원(E7252X, Toshiba, Japan)의 최대 관전압은 150 kVp, 최대 관전류는 1,000 mA이다.

2. 산란선 대 일차선비 측정

반응이 없이 검출기로 입사하는 일차선을 제거하여 산란선만의 신호를 획득하기 위해 납을 이용한 저지체(beam stopper)를 팬텀의 중앙에 위치시켰다. 차폐체는 납으로 두께는 5 mm로써 150 kVp의 엑스선 스펙트럼의 99.9% 이상 감쇠시킬 수 있는 두께이다. 계산에 사용한 관전압별 납의 감쇠계수는 미국립 표준 기술 연구소의 XCOM 데이터베이스를 사용하였다^[8]. 차폐체 설치 전후 조사를 통해 산란선 대 일차선비 S/P를 계산할 수 있는데 S는 산란선의 양을 나타내는 것으로써 차폐체를 부착하였을 때의 영상의 신

호, P는 차폐체를 부착하지 않은 경우의 영상의 신호에서 차폐체를 부착한 영상의 차이를 의미한다. 산란선 대 일차선비(scatter to primary ratio: SPR)를 식(1)과 같이 계산할 수 있다.

$$SPR = \frac{S}{P} \quad (1)$$

산란선 대 일차선비 측정은 방사선영상 시스템의 영상 획득 변수에 따른 산란선의 변화를 확인하기 위해 air gap의 크기, 팬텀의 두께 및 엑스선 스펙트럼을 변화시키면서 수행하였다. 또한 산란선의 효과적인 제거방법 중 하나인 격자를 사용하여 산란선의 제거효과를 확인하였다. 산란선 측정은 세 가지의 영상 획득 변수(air gap의 크기, 팬텀의 두께, 엑스선의 관전압)에 따라 실시하였다. 실험에서 검사조건은 일반 방사선영상 검사 프로토콜을 기준으로 기본값을 정하였으며, 그 값은 각각 관전압 120 kVp, 관전류 200 mA, 엑스선 조사시간 0.02 sec, 팬텀 두께 160 mm이다.

Air gap의 크기에 따른 산란선의 영향을 알아보기 위하여 air gap의 크기를 0-300 mm (50 mm 간격)으로 바뀌가며 실험하였다. 다음으로 관전압의 크기에 따른 산란선의 영향을 평가하기 위해 관전압의 크기를 100-150 kVp (10 kVp 간격)으로 바뀌가며 실험하였으며, 팬텀의 두께에 따른 산란선의 영향을 평가하기 위해 팬텀의 두께를 80-200 mm (40 mm 간격)으로 바뀌가며 실험하였다.

3. 대조도 대 잡음 비 측정

측정된 산란선 대 일차선비를 바탕으로 투사영상상의 품질과 산란선의 관계를 규명하기 위해 영상의 대조도를 평가하였다. 대조도의 평가는 대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio: CNR)를 이용하여 정량적으로 분석하였다. 대조도 대 잡음비는 아래의 식(2)와 같이 정의된다^[9-10].

$$CNR = \frac{|S_{bgn} - S_{obj}|}{\sqrt{\sigma_{bgn}^2 + \sigma_{obj}^2}} \quad (2)$$

이때 S_{bgn} 는 배경의 신호를 의미하는 평균, S_{obj} 관심영역의 신호를 의미하는 평균, σ_{bgn} 는 배경의 노이즈, σ_{obj} 는 신호의 노이즈를 의미한다. 대조도 대 잡음비 분석을 위해 제작된 팬텀은 Fig. 2와 같이 산란선 측정실험에 사용된 160 mm 두께의 PMMA 팬텀의 중앙에 등간격으로 알루미늄 호일을 삽입하였으며 알루미늄 두께는 각각 0.2 mm,

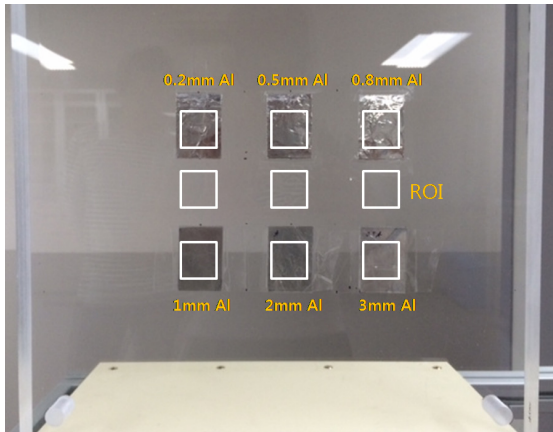


Fig. 2 Experimental phantom setup for CNR

0.5 mm, 0.8 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm와 같다. 이는 인체의 폐포에 해당하는 등가 알루미늄 두께 0.2 mm와 뼈에 해당하는 등가 알루미늄 두께 3 mm를 기준으로 설정하였다.

III. 결 과

1. 산란선 대 일차선비

Fig. 3은 디지털 영상에서의 영상 획득 변수에 따른 산란선의 영향을 나타낸다. Fig. 3(a)은 air gap 증가에 따른 일차선 대 산란선 비의 변화 추이이다. 산란된 광자는 산란되지 않은 광자에 비해 입사 각도가 증가하게 된다. 따라서 air gap이 증가할수록 산란된 광자가 검출기의 외부로 빠져 나갈 가능성이 증가하여 산란선의 영향이 감소하게 됨을 알 수 있다. 또한 격자의 사용은 산란되어 검출기로 입사하는 광자를 제거하므로 일차선대산란선 비를 전체적으로 저감시킨다. (b)는 관전압은 100-150 kVp (10 kVp 간격)으로 설정하였고 관전압이 증가함에 따라 일차선대산란선 비가 증가하는 것을 알 수 있었다. (c)는 팬텀의 두께에 따른 일차선대산란선 비를 도시한 결과이다. 팬텀의 두께가 증가함에 따라 산란선의 정도를 나타내는 일차선대산란선 비가 증가함을 알 수 있다.

2. 대조도 대 잡음비

Fig. 4는 산란선이 영상의 품질에 미치는 영향을 알아보기 위해 대조도 대 잡음비 측정을 하여 획득한 결과이다. Fig 4를 보면 air gap의 크기와 팬텀의 두께가 증가할수록 대조도 대 잡음비가 감소하며 관전압이 증가할수록 대조도 대 잡음비가 증가하는 것을 알 수 있다. 또한 대체적으로 알

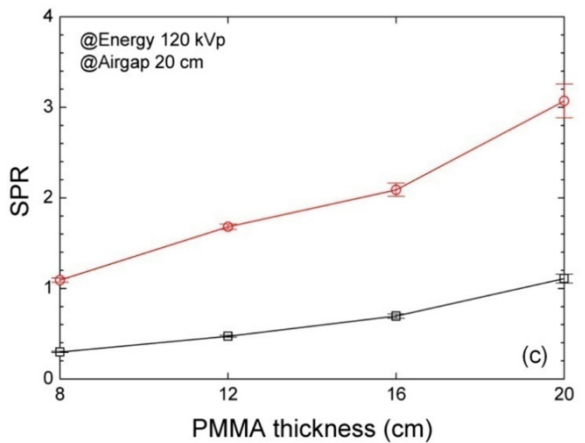
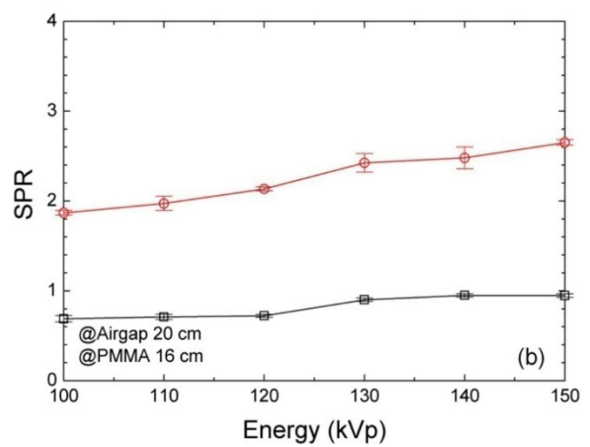
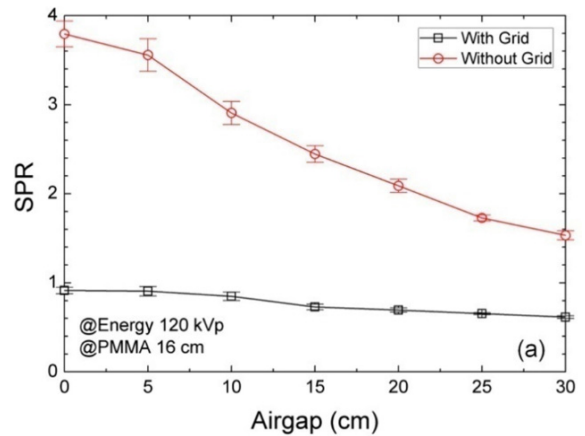


Fig. 3 Scatter to primary ratio (SPR) of air gap according to distance (a), Scatter to primary ratio (SPR) of kVp according to energy (b), Scatter to primary ratio (SPR) of PMMA phantom according to thickness (c)

루미늄의 두께가 두꺼울수록 배경과의 차이를 나타내는 대조도 대 잡음비 값이 큰 것을 확인할 수 있다.

일차선 대 산란선비가 증가할수록 산란선이 영상에 미치는 영향이 증가하기 때문에 영상의 품질을 판단할 수 있는 대조도에 영향을 미치게 된다. 이는 산란선의 부정확한 정

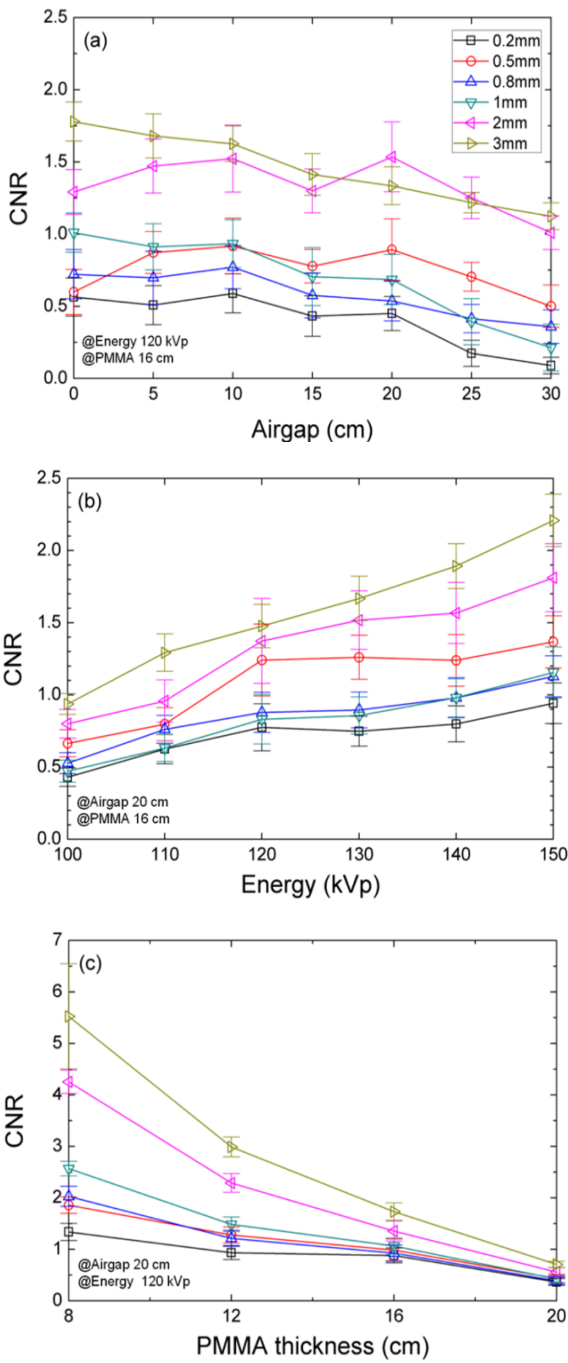


Fig. 4 Contrast to noise ratio(CNR) of air gap according to distance(a), Contrast to noise ratio (CNR) of kVp according to energy(b), Contrast to noise ratio(CNR) of PMMA phantom according to thickness(c)

보로 인한 영상의 흐려짐, 왜곡된 정보의 유입으로 영상의 품질을 저하시게 된다. Fig. 5는 이러한 일차선 대 산란선 비와 대조도 대 잡음비와의 관계를 나타낸 그래프이다. Fig. 5의 (a)와 (c)를 보게 되면 일차선 대 산란선 비가 증가할수

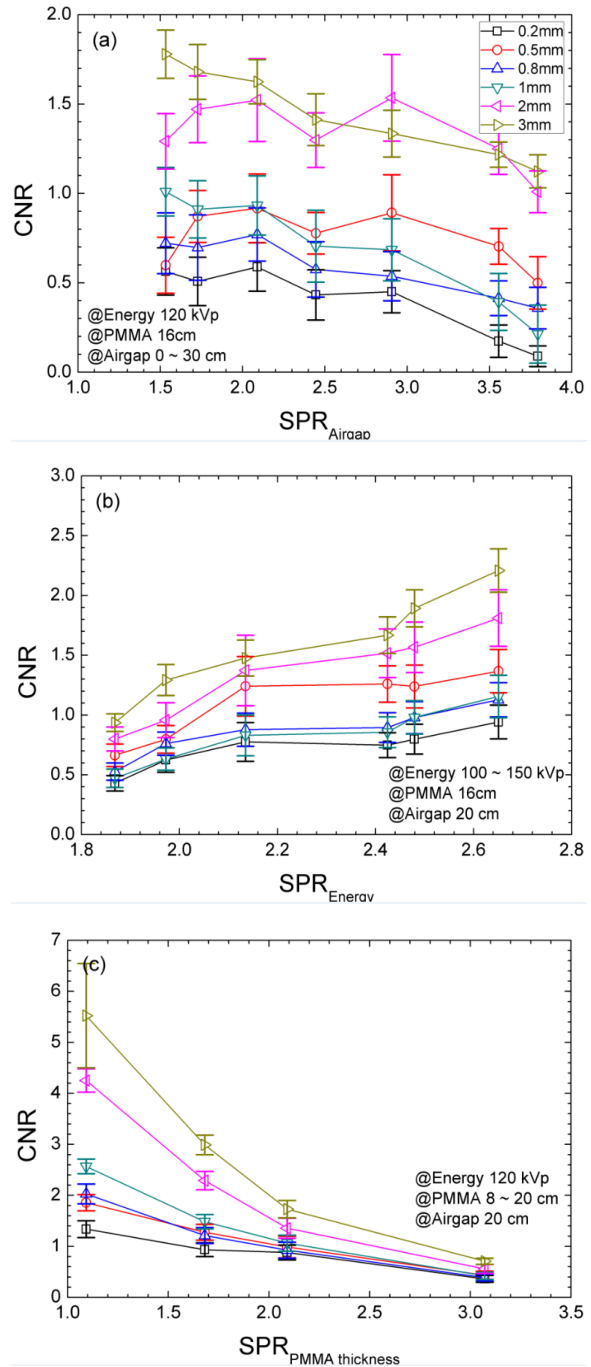


Fig. 5 Relationship between SPR and CNR of air gap according to distance(a), The relationship between SPR and CNR of kVp according to energy(b), The relationship between SPR and CNR of PMMA phantom according to thickness(c)

록 대조도 대 잡음비가 감소하는 경향을 가지는 것을 알 수 있다. 이는 일차선 대 산란선 비가 증가함에 따라 산란된 입자들이 많아지게 되므로 영상의 품질의 저하를 가져온다는 것을 보여준다. 또한 (b)는 일차선 대 산란선 비가 증가함에

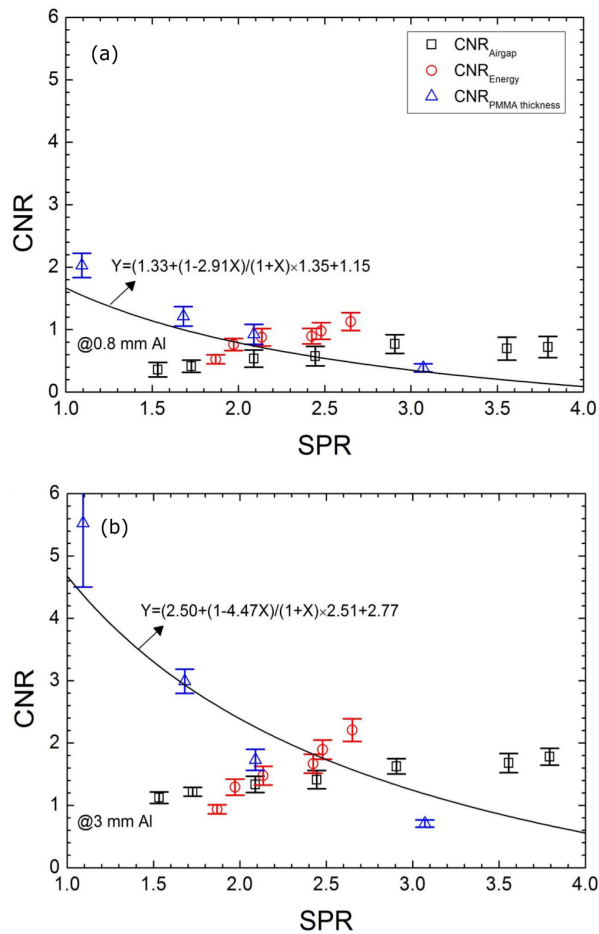


Fig. 6 Relationship between SPR and CNR of aluminium according to thickness (a) 0.8 mmAl, (b) 3.0 mmAl

도 대조도 대 잡음비가 증가하는 경향을 볼 수 있는데 이는 대조도 대 잡음비가 일차선 대 산란선비만의 함수가 아니며 관전압에도 의존하기 때문이라고 볼 수 있다.

Fig. 6은 모든 영상 획득 변수를 통합하여 얻은 0.8 mmAl과 3 mmAl에서의 일차선 대 산란선 비와 대조도 대 잡음비의 관계를 나타내는 그래프이다. 산란선이 증가함에 따라 전체적인 대조도 대 잡음비는 감소하는 것을 알 수 있다. PMMA의 두께와 air gap의 크기는 산란선의 영향에 의한 대조도 대 잡음비 변화로 보인다. 또한 이론적인 대조도를 바탕으로 회귀분석을 수행한 결과 산란선의 영향에 의한 대조도 대 잡음비 변화 경향을 확인할 수 있었다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서 디지털 방사선 영상시스템에서 여러 검사 변수에 따라 산란선의 분포를 분석하여 영상에 미치는 영향을

실험 평가하였다. Neitzel은 방사선영상 장비에서의 산란선 저감 방법에 대해 그리드의 사용보다는 air gap의 사용이 효과적이라는 결과를 발표하였다^[11]. 또한 Chan 등은 몬테카를로 시뮬레이션을 이용하여 산란선의 크기가 관전압, 피사체의 두께 그리고 검출기의 에너지 응답특성에 크게 의존함을 발표하였다^[12].

본 연구에서는 디지털 방사선 영상시스템에서 산란선이 영상에 미치는 영향에 대해 연구하였고, 실험 결과에서는 산란선이 피검사체의 두께가 두꺼울수록, air gap이 감소할수록 증가하였다. 이는 엑스선이 피검사체를 통과하면서 콤프턴 산란의 발생 확률이 증가하기 때문이다. 하지만 일정 두께 이상의 피검사체에 대해서는 산란된 엑스선이 피검사체 내부에서 모두 흡수되었으며, 일차선 역시 유의미한 데이터를 수집할 수 없었다. 하지만 산란선은 입사 스펙트럼에 대해 유의미한 관계를 가지지 않는다. 또한 산란선은 air gap이 증가할수록 감소하는 경향을 나타낸다. 직선으로 입사되는 엑스선이 산란될 경우 광자의 에너지에 비례하는 특정 각도로 산란되는 것이 알려져 있다. 따라서 air gap이 증가할수록 산란된 광자가 검출기 외부로 빠져나갈 확률이 증가하기 때문이다. 방사선과 물질과의 상호작용으로 발생하는 산란선은 격자를 사용할 경우 평균적으로 75%가 제거된다^[13].

본 연구에서 전체적인 데이터를 회귀분석하여 산란선이 투사영상의 대조도를 저하시킴을 확인하였다. 여기서 입사 스펙트럼에 대해 수행한 실험의 경우 영상의 대조도 대 잡음비는 산란선 뿐만 아니라 스펙트럼의 형상에 대해서도 연관되므로 정확한 추세를 따르지는 않으나 전체적인 결과값에서 그 경향을 확인할 수 있다.

디지털 방사선영상 시스템에서 엑스선원과 검출기의 성능이 포화단계에 이르렀음을 고려할 때 더욱 높은 품질을 얻기 위해서는 검사 조건의 최적화가 필요하다. 본 연구는 이러한 관점에서 산란선을 여러 검사 변수에 대해 영상에 미치는 영향을 제시하였으며, 향후 시스템 최적화에 중요한 역할을 할 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

1. Steven W. Smith, Robert A. Kruger, A signal processing model of diagnostic x-ray scatter, Medical Physics, 13(6), 831-835, 1986
2. P. C. Johns, M. Yaffe, Scattered radiation in fan beam imaging systems, Medical Physics, 9(2),

- 231–239, 1982
3. Min–Cheol Jeon, Hyun–Soo Lim, Man–Seok Han, The Study About Attenuation of Scatter Ray According to Distance Inverse Square Law at General Projection, *Journal of Korean Society of Radiological Technology*, 34(3), 183–188, 2011
 4. H Khodjou–Chokami, M Sohrabpour, Design of linear anti–scatter grid geometry with optimum performance for screen–film and digital mammography systems, *Physics in Medicine and Biology*, 60(15), 5753–5765, 2015
 5. Fritz, Shannon, Jones. A. Kyle, Guidelines for anti–scatter grid use in pediatric digital radiography, *Pediatric Radiology*, 44(3), 313–321, 2014
 6. Siewerdsen. J. H, Daly. M. J, Jaffray. D. A. et al, A simple, direct method for x–ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone–beam CT, *Medical Physics*, 33(1), 187–197, 2006
 7. Kentaro Naka, Aya Saito, Junji Morshita et al, Investigation of optimum anti–scatter grid selection for digital radiography: physical imaging properties and detectability of low–contrast signals, *Radiological Physics and Technology*, 6(1), 54–60, 2013
 8. <http://atom.kaeri.re.kr/cgi-bin/w3xcom>.
 9. N. Oberhofer, G. Compagnone, E. Moroder, Use of CNR as a Metric for Optimization in Digital Radiology, *World congress on medical physics and biomedical engineering*, Germany, 25(2), 296–299, 2009
 10. Hoo–Min Lee, Joon Yoon, Hyun–Ju Kim, Effects of Contrast Improvement on High Voltage Rectification Type of X–ray Diagnostic Apparatus, *Journal of Korean Society of Radiological Technology*, 34(3), 183–188, 2011
 11. Ulrich Neitzel, “Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography: A model calculation,” *Medical Physics*, 12(2), 475–481, 1985
 12. Heang–Ping Chan, Kunio Doi, “Physical characteristics of scattered radiation in diagnostic radiology: Monte Carlo simulation studies,” *Medical Physics*, 19(2), 152–165, 1992
 13. John M. Boone, J. Anthony Seibert, Cha–Mei Tang, Steve M. Lane, Grid and slot scan scatter reduction in mammography: comparison by using Monte Carlo techniques, *Radiology*, 222(2), 519–527, 2002

•Abstract

A Study of Scattered Radiation Effect on Digital Radiography Imaging System

Cheol-Ha Baek^{1,2,3)}

¹⁾*Department of Radiological Science, Dongseo University*

²⁾*Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University*

³⁾*Department of Health Science, Dongseo University*

Scattered radiation is inherent phenomenon of x-ray, which occurs to the subject (or patient). Therefore it cannot be avoidable but also interacts as serious noise factor because the only meaningful information on x-ray radiography is primary x-ray photons. The purpose of this study was to quantify scattered radiation for various shooting parameters and to verify the effect of anti-scatter grid. We employed beam stopper method to characterize scatter to primary ratio. To evaluate effect on the projection images calculated contrast to noise ratio of given shooting parameters. From the experiments, we identified the scattered radiation increases in thicker patient and smaller air gap. Moreover, scattered radiation degraded contrast to noise ratio of the projection images. We find out that the anti-scatter grid rejected scattered radiation effectively, however there were not fewer than 100% of scatter to primary ratio in some shooting parameters. The results demonstrate that the scattered radiation was serious problem of medical x-ray system, we confirmed that the scattered radiation was not considerable factor of digital radiography.

Key Words : Digital radiography, Scatter rays, Contrast to noise ratio, Scatter to primary ratio

