

# 휘진성 형광체 (BaFBr:Eu<sup>2+</sup>)를 이용한 영상의학분야에서 산란선 특성에 관한 평가

## - Evaluation of Scatter Radiation in Digital Radiological Condition by using Photostimulated Luminescence (BaFBr:Eu<sup>2+</sup>) -

신구대학교 방사선과 · 고려대학교 대학원 바이오융합공학과<sup>1)</sup> · 고려대학교 보건과학대학 방사선학과<sup>2)</sup>  
가톨릭대학교 인천성모병원 방사선종양학과<sup>3)</sup> · 삼성서울병원 영상의학과<sup>4)</sup> · 백석문화대학교 방사선과<sup>5)</sup>

민정환 · 한성규<sup>1)</sup> · 김정민<sup>2)</sup> · 이주아<sup>3)</sup> · 김기원<sup>4)</sup> · 정희원<sup>5)</sup>

### — 국문초록 —

본 연구는 휘진성 형광체를 이용하여 디지털 의료영상시스템의 환경에서 산란선에 의한 영상 특성을 연구하였다. 아크릴 팬텀을 사용하여 관전압 (50 kVp부터 120 kVp까지), 조사야(4 × 4 cm<sup>2</sup>부터 26 × 26 cm<sup>2</sup>까지), 팬텀의 두께 (1 cm부터 25 cm까지)를 각각 변화시켜 실험을 실시하였다. 실험 방법은 영상을 ImageJ와 특성곡선을 사용하여 분석하였다. 관전압은 50 kVp ~ 70 kVp에서는 관전압이 증가하면서 일차선에 대한 산란선의 비율도 증가하지만, 80 kVp부터는 일정한 비율을 나타내었다. 조사야가 증가함에 따라 일차선에 대한 산란선의 비율은 증가한다. 팬텀 두께가 증가함에 따라 산란선이 증가한다.

**중심 단어:** 산란선, 조사야, 일차선에 대한 산란선의 비율

## I. 서 론

영상의학분야에서 산란선은 환자의 피폭선량의 증가와 영상의 대조도 저하의 원인이 될 수 있기에 매우 중요하다. 이러한 산란선의 물리적 특성을 파악하는 것은 영상의 품질, 환자의 선량 및 환자의 방호적인 측면에서 매우 중요하다.

영상의학분야에서 X선 영상의 품질을 좌우하는 것은 농도, 대조도, 선예도 그리고 입상성 등이 있으며 보다 풍부한 정보량을 추출하기 위해서는 이러한 요소들이 적절하게 조화된 영상이 요구된다. X선 촬영 시 발생하는

산란선은 관전압, 피사체 조성과 두께, 조사야 등에 따라 변화된다<sup>1)</sup>.

우리나라의 경우 의료기관 중 80%이상이 디지털 의료영상시스템을 사용하고 있다<sup>2)</sup>. 이 중 대표적인 것이 휘진성 형광체를 사용한 computed radiography (CR)이다. CR은 0.1 mR부터 100 mR에 이르는 넓은 dynamic range를 가지고 있으며 이는 입력 선량에 비례한 값을 가지고 있다. 즉, 신호값을 알면 선량을 예상 할 수 있다<sup>3,4)</sup>. 이러한 특성은 modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS), detective quantum efficiency (DQE)등 영상의 특성을 분석할 경우에 사용하고 있다<sup>5-9)</sup>.

본 연구는 휘진성 형광체를 사용하여 디지털 의료영상시스템의 환경에서 산란선에 의한 영상 특성을 연구하려 한다.

\* 접수일(2014년 4월 30일), 1차 심사일(2014년 5월 12일), 2차 심사일(2014년 5월 29일), 확정일(2014년 6월 12일)

교신저자: 정희원, (330-705) 충청남도 천안시 동남구 문암로 58  
백석문화대학교 방사선과  
Tel : 041-550-0732, FAX: 041-550-2093  
E-mail : hwjeong@bscu.ac.kr

## II. 실험 방법

### 1. 특성곡선

X-선 발생장치는 DRS system (Listem, Korea)을 사용하여 시행하였으며, Image receptor로 CR 900 (Kodak, USA)을 사용하였다. CR 900의 경우 휘진성 형광체로 BaFBr:Eu<sup>2+</sup>를 사용하고 있다. 실험 방법은 IEC 62220-1의 기준에 맞추어 focus image receptor distance (FID)는 150 cm를 사용하였으며 실험조건은 RQA5(70 kVp, 21 mmAl 부가 필터, 7.1 mmAl HVL)를 사용하여 실험하였다 (Table 1)<sup>10)</sup>. 그리고 최소 선량 2  $\mu$ Gy부터 최대 선량 870  $\mu$ Gy까지 선량을 변화시켜 가면서 실험을 실시하였다. 선량 측정은 X-ray test device (Fluke Biomedical, USA)와 ionization chamber 36 cc를 사용하였다.

Table 1. Experimental condition.

Radiation Quality Number	Approximate X-ray Tube voltage	Half-value Layer(HVL)	Additional Filtration
RQA5	70 kV	7.1 mmAl	21 mmAl

### 2. 산란선 특성 실험

X선관 초점부터 image receptor까지의 거리는 100 cm를 유지하였으며, X선관 초점으로부터 70 cm인 곳에 납 (1 cm  $\times$  1 cm  $\times$  1 cm) 블록을 위치시켰다. 특성곡선과는 달리 별도의 부가 필터를 사용하지 않고 실험을 하였다 (Figure 1).

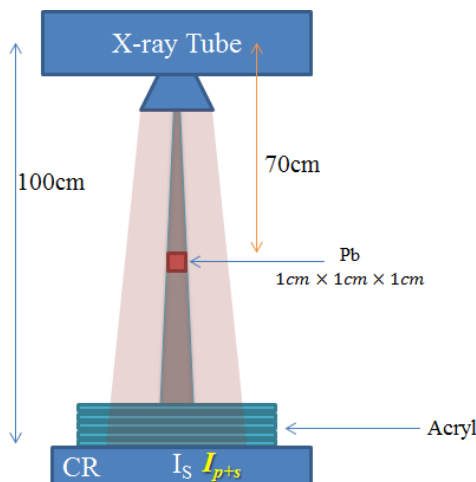


Figure 1. Scatter primary ratio methods of X-ray characteristic

#### a. 관전압 변화

관전압 변화 실험을 위하여 관전압을 50 kVp부터 120 kVp까지 10 kVp씩 변화시켜 영상을 획득하였다. 아크릴 팬텀의 두께는 25 cm이고 조사야는 최대 26  $\times$  26 cm<sup>2</sup>로 하였다.

#### b. 조사야 변화

조사야 변화 실험을 위하여 조사야를 4  $\times$  4 cm<sup>2</sup> 부터 26  $\times$  26 cm<sup>2</sup>까지 12 cm 이하에서는 1 cm씩 12 cm 초과부터는 2 cm씩 조사야를 변화시키면서 DATA를 획득하였다. 이때 사용 관전압은 70 kVp이며 아크릴 팬텀의 두께는 25 cm를 사용하였다.

#### c. 팬텀 두께 변화

팬텀 두께 변화 실험을 위하여 0cm 부터 7 cm까지는 아크릴 팬텀을 한 장씩(1 cm) 증가시켜 실험을 진행하였으며 7 cm 이상부터 25 cm까지는 두 장씩(2 cm) 증가시키면서 실험을 진행하였다. 70, 90, 120 kVp로 관전압을 변화시키면서 실험을 진행하였다. 조사야의 크기는 최대 26  $\times$  26 cm<sup>2</sup>로 하였다.

#### d. 분석

선량 분석을 위하여 raw data 사용하였다. 영상 분석을 위해 ImageJ<sup>11)</sup>를 사용하였으며 수치화된 데이터를 특성곡선을 사용하여 선량으로 변환하여 분석하였다. 납 블록의 영상 부분은 X선 투과가 불가능하다. 이 부분의 영상은 산란선에 의한 값 ( $I_s$ )이다. 블록이 없는 부분은 산란선과 일차선에 의한 값 ( $I_{p+s}$ )을 나타낸다. 산란선 함유율(scatter fraction)은  $I_s$ 와  $I_{p+s}$ 의 값의 비로 나타내었고, 일차선에 대한 산란선의 비율(scatter radiation to primary radiation ratio)은  $I_s$ 와  $I_p$ 의 비로 나타내었다 (Figure 2).

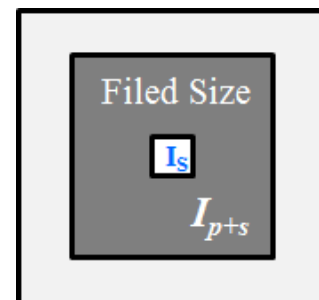


Figure 2. Filed size,  $I_s$ (scatter), and  $I_{p+s}$ (primary+scatter)

### III. 결 과

$$\text{입력 선량} = 676.23 \times e^{\text{디지털 픽셀 값} \times 0.0041}$$

#### 1. 특성곡선

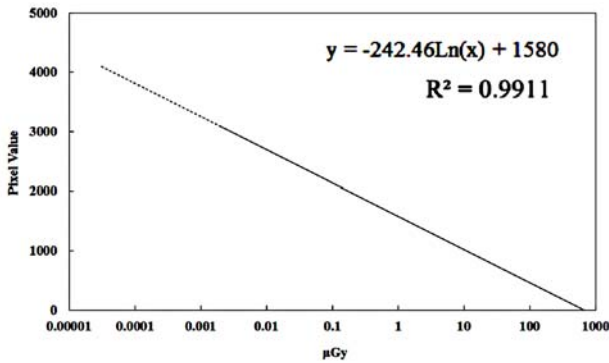
최소 선량 2  $\mu\text{Gy}$ 부터 870  $\mu\text{Gy}$ 까지의 범위에서 입력 선량과 출력 디지털 픽셀 값은 다음과 같은 관계가 성립하는 것을 확인 할 수 있다(Figure 3.(a))

$$\text{디지털 픽셀 값} = -242.46 \ln(\text{입력 선량}) + 1580$$

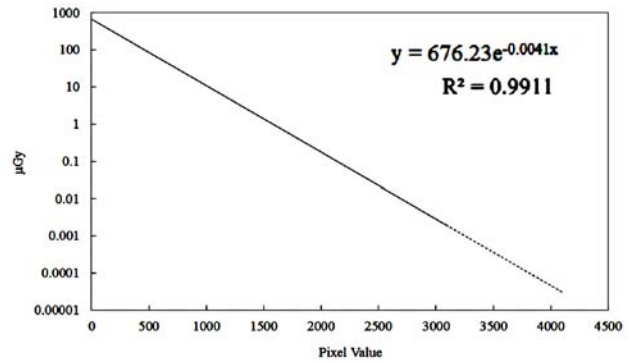
$R^2$ 값은 0.99로 높은 상관관계를 나타내고 있음을 알 수 있다. 이를 픽셀 값에서 선량을 구할 수 있는 식으로 변환하면 다음과 같다(Figure 3.(b))

#### 2. 관전압 변화에 따른 산란선 함유율의 변화

50 kVp부터 70 kVp까지는 관전압이 증가함에 따라 전체 투과 선량 중 산란선이 차지하는 비율은 점차 증가한다. 50 kVp에서는 61.4%이며 70 kVp에서는 81.0%에 이르게 된다. 산란선과 일차선의 비율도 50 kVp에서는 1.3이고, 70 kVp에서는 4.3에 이르게 된다. 하지만 70 kVp를 초과하면서 더 이상의 산란선 함유율은 증가하지 않고 일정한 비율 ( $\approx 81\%$ )을 유지한다. 이는 산란선과 일차선 비율에서도 동일하여 4.4를 유지하게 된다(Figure 4).

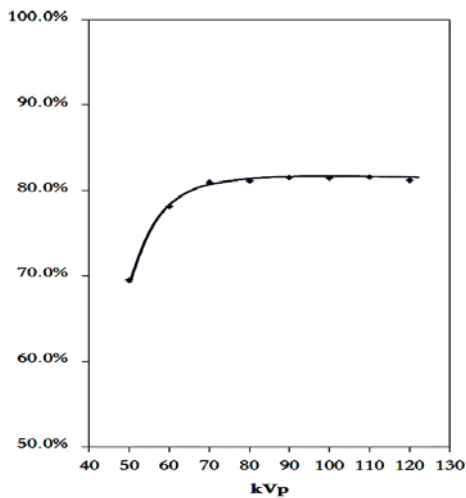


(a) Exposure - pixel value graph

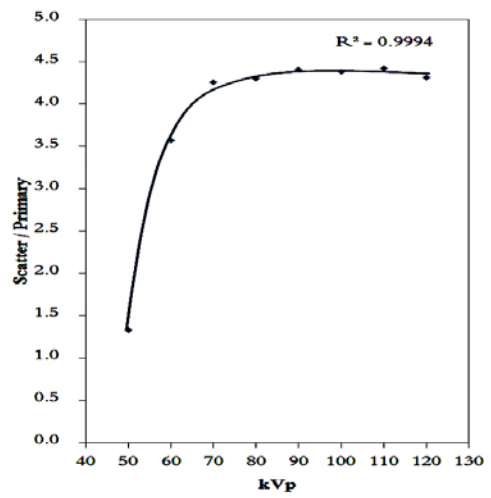


(b) Pixel value - Exposure graph

Figure 3. Characteristic curve (CR 900)

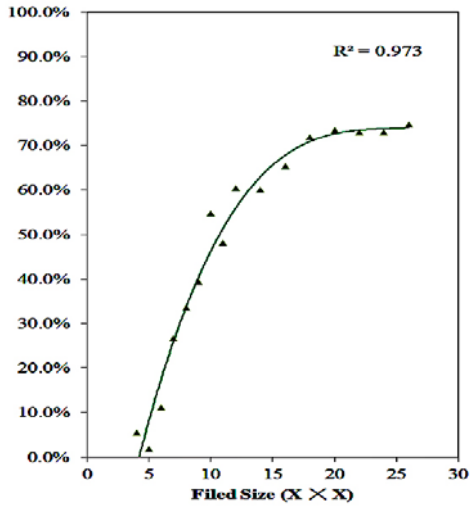


(a) scatter fraction

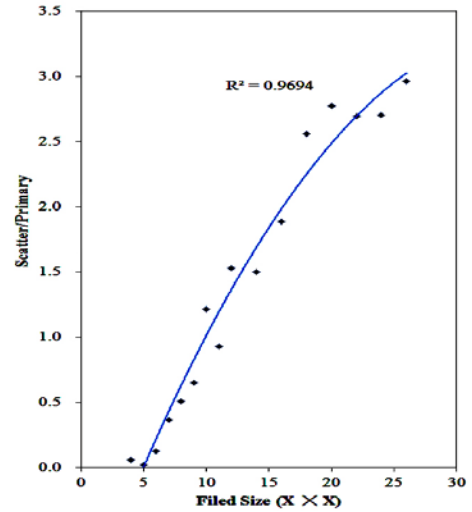


(b) scatter radiation to primary radiation ratio

Figure 4. kVp and scatter to primary ratio

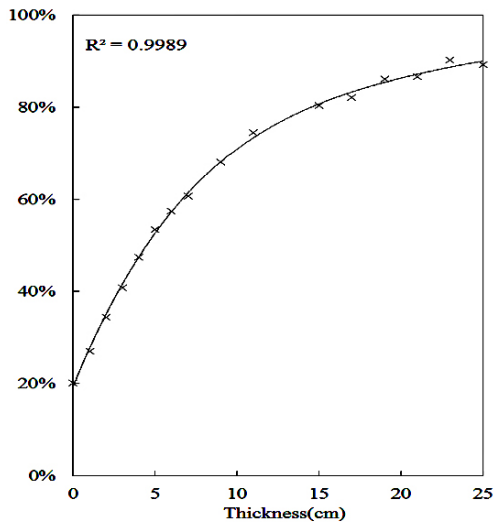


(a) scatter fraction

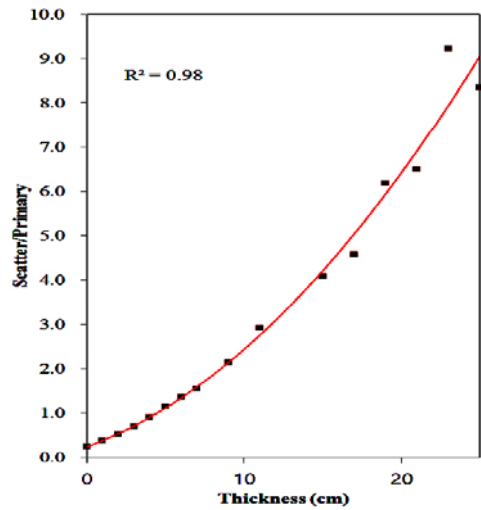


(b) scatter radiation to primary radiation ratio

Figure 5. Filed size and scatter to primary ratio



(a) scatter fraction



(b) scatter radiation to primary radiation ratio

Figure 6. Acryl thickness and scatter ray ratio

### 3. 조사야 변화에 따라 산란선 함유율의 변화

조사야의 크기가 커지면 전체 투과선량 중 산란선의 비율이 증가하게 된다.  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 에서 산란선 함유율은 5.5%이고,  $14 \times 14 \text{ cm}^2$ 에서는 60.0%이며  $26 \times 26 \text{ cm}^2$ 에서는 산란선 함유율이 74.7%이다. 일차선에 대한 산란선의 비율도  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 에서 0.1미만이고,  $14 \times 14 \text{ cm}^2$ 에서는 1.5이며  $26 \times 26 \text{ cm}^2$ 에서는 3.0이다. 조사야가 증가함에 따라 일차선에 대한 산란선의 비율은 증가한다(Figure 5).

### 4. 팬텀 두께 변화에 따라 산란선 함유율의 변화

팬텀의 두께가 증가할수록 산란선 함유율은 증가한다. 팬텀의 두께 5 cm에서는 산란선의 비율이 53.4%에서 팬텀 두께 15 cm에서는 80.3%로 두께의 증가에 따라 산란선의 비율이 급격한 증가를 나타낸다. 일차선에 대한 산란선의 비율도 팬텀 두께 5 cm에서는 1.2정도 이지만, 팬텀 두께 15 cm에서는 4.1이고 팬텀 두께 21 cm 이상에서는 6.5 이상을 나타낸다. 두께가 증가함에 따라 일차선에 대한 산란선의 비율도 크게 증가한다(Figure 6).

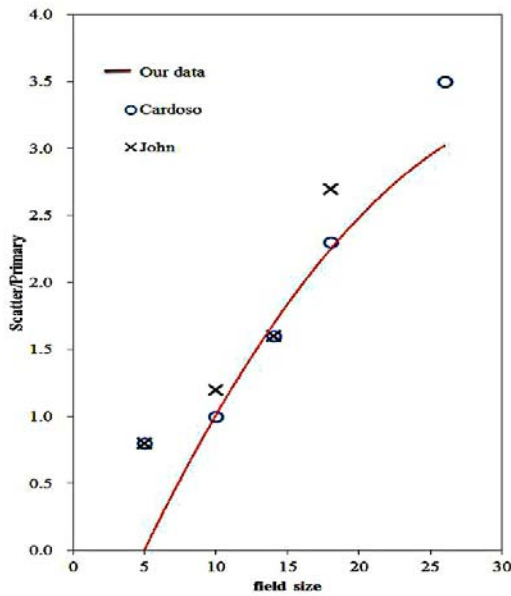


Figure 7. Comparison between the present scatter radiation to primary radiation ratio former results (Cardoso<sup>12</sup> and John<sup>13</sup>) as a function of the irradiation field.

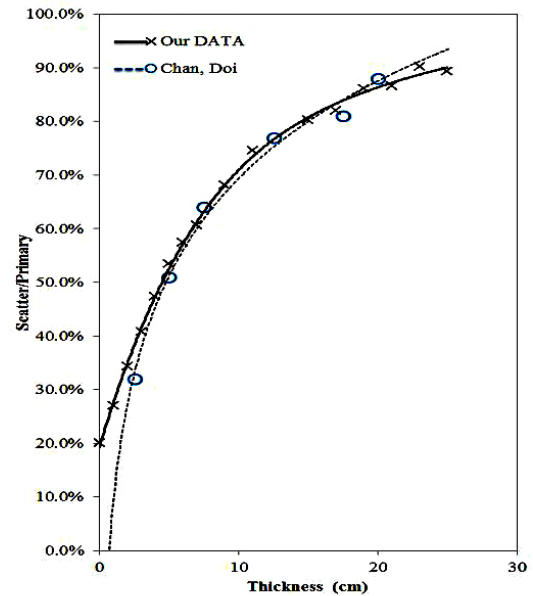


Figure 8. Comparison between the present scatter primary ratio former results (Chan, Doi<sup>14</sup>) as a function of phantom thickness.

#### IV. 고찰 및 결론

관전압이 증가할수록 산란선이 증가하지만, 70 kVp를 초과하면 그 영향이 없어져 일정해지는 것을 관찰 할 수 있다. 이것은 허준<sup>1)</sup>과 Cardoso<sup>12)</sup>의 실험에서도 동일한 경향의 결과를 나타내었다. 즉 70 kVp 이상에서는 관전압 증가는 산란선에 그 영향이 미비하다는 것을 나타낸 것으로 확인할 수 있다.

조사야의 변화에 따른 산란선 함유율은 17 × 17 cm<sup>2</sup> 이전까지는 급격히 증가하지만, 그 이상에서는 증가율이 감소되었다. 이를 일차선에 대한 산란선의 비율로 분석하면 조사야의 확대에 따라 산란선의 비율은 증가하는 것으로 나타난다. 즉 조사야의 크기가 커지면서 일차선에 대한 산란선의 비율은 증가함을 알 수 있다. 이는 Cardoso<sup>12)</sup>과 John<sup>13)</sup>도 동일한 경향이 나타남을 보고 한 바 있다 (Figure 7.은 본 실험의 결과와 Cardoso<sup>12)</sup>과 John<sup>13)</sup>의 결과를 비교한 것이다).

팬텀의 두께의 증가에 따라서 산란선 함유율도 증가한다. 이를 일차선에 대한 산란선의 비율로 분석하면 더욱 그 차가 분명히 나타난다. 팬텀 두께 15 cm에서는 일차선에 대한 산란선의 비율이 4.1이고 팬텀 두께 21 cm 이상에서는 6.5 이상으로 나타난다. 이는 Chan, Doi<sup>14)</sup>의 실

험에서도 동일하게 보고되고 있다(Figure 8.은 본 실험의 결과와 Chan, Doi<sup>14)</sup>의 결과를 비교한 것이다).

이렇듯 산란선이 휘진성 형광체에 미치는 영향은 다른 산란선 연구와 비슷한 경향을 나타내기도 하였지만 일부에서는 차이점이 발견되었다.

조사야의 변화 실험에서 Cardoso<sup>12)</sup>과 John<sup>13)</sup>의 결과와 좁은 선속(5 × 5 cm<sup>2</sup> 미만)에서는 차이가 발생하였다. 또한 18 × 18 cm<sup>2</sup> 이상의 조사야에서는 실험 오차가 크게 발생하였으며 Cardoso<sup>12)</sup>과 John<sup>13)</sup>의 실험과도 차이가 발생하였다. 좁은 선속의 오차는 실험의 정밀도가 떨어짐에 발생된 것으로 판단되며, 18 × 18 cm<sup>2</sup> 이상의 조사야에서는 산란체인 아크릴 팬텀의 크기가 26 × 26 cm<sup>2</sup>이기에 edge부분에 영향을 받아 발생된 것으로 판단된다.

팬텀의 두께 변화 실험에서도 얇은 두께(5 cm 미만)에서는 Chan, Doi<sup>14)</sup>의 결과와 차이가 발생하였다. 이러한 오차는 본 실험에서 사용한 휘진성 형광체의 CR 시스템은 cassette와 image plate(IP) 사이에 틈새가 있으며 이로 인하여 실험의 정밀도가 떨어진 것과 공기에 의한 산란선의 영향으로 판단된다. Cardoso<sup>12)</sup>, John<sup>13)</sup>, Chan, Doi<sup>14)</sup>의 실험은 시뮬레이션이기에 이상적인 상태에서 실험을 실시한 것이지만, 본 연구는 실험을 결과를 분석한 데이터이기 때문에 오차가 발생된 것으로 판단된다.

본 연구는 디지털 의료영상시스템의 산란 특성에 관한 실험이다. 본 연구에서 image receptor로 사용한 휘진성 형광체(BaFBr:Eu<sup>2+</sup>) 이외의 다른 휘진성 형광체와 flat panel detector(FPD)등을 사용하여 image receptor에 따른 산란선의 특성을 좀 더 연구할 필요성이 있다. 또한 air-gap technique 에 관한 특성과 monte carlo simulation을 통한 검증도 필요할 것으로 판단된다.

관전압, 조사야, 팬텀두께 변화에 따르는 산란선의 변화가 디지털 의료영상에 어떻게 영향을 미치는지를 연구했다는 시도에서 학술적 가치를 부여할 수 있다. 결론적으로 의료영상에서의 산란선에 의한 영상특성의 가이드라인이 마련되어 영상평가에 반영될 수 있기를 기대하며, 본 연구가 초석이 되리라 사료된다.

### 참고문헌

1. Joon Huh, Chang-Kyun Kim, Jung-Min Kim et al: Influence of X-ray Tube Voltage and Object on X-ray Quality and Dose. *Journal of Radiological Science and Technology*, 7(1), 41-46, 1984
2. KFDA: A guide for general radiology of the patient dose recommend. 2012
3. Jung-Min Kim, Jung-Whan Min, Hoi-Woun Jeong et al: Correction Method of slit Modulation Transfer function on Digital Medical Imaging System. *Journal of Radiological Science and Technology*, 29(3), 133-139, 2006
4. Jung-Min Kim, Jung-Whan Min, Hoi-Woun Jeong et al: The Noise Evaluation for Radius 150 CR System. *Journal of Radiological Science and Technology*, 29(4), 237-240, 2006
5. Jung-Min Kim: Edge Profile Correction for Modulation Transfer Function on Digital X-ray Imaging System. *Journal of Radiological Science and Technology*, 30(3), 251-257, 2007
6. Jung-Min Kim, Ki-Sung Lee, You-Hyun Kim: Correction Method of Wiener Spectrum (WS) on Digital Medical Imaging Systems. *Journal of Radiological Science and Technology*, 32(1), 17-24, 2009
7. Hoi-Woun Jeong, Jung-Whan Min, Jung-Min Kim et al: Performance characteristic of a Cs I (TI) Flat panel detector radiography system. *Journal of Radiological Science and Technology*, 35(2), 109-117, 2012
8. Jung-Whan Min, Hoi-Woun Jeong, Jung-Min Kim et al: Comparison of Noise Power Spectrum Methodologies in Measurements by Using Megavoltage X-ray Energies. *Journal of Korean Physics Society* 60, 129-136, 2012
9. Jung-Whan Min, Hoi-Woun Jeong, Jung-Min Kim et al: Performance of an Edge Block Used in a Configuration Detector: Image Quality Measurements. *Journal of Korean Physics Society* 64, 732-739, 2014
10. International Electrotechnical Commission : Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part 1 : determination of the detective quantum efficiency. IEC 62220-1, 2003
11. NIH, ImageJ : <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
12. Simone Cardoso, Odair Goncalves, Helio Schechter : Evaluation of scatter-to-primary ratio in radiological conditions, *Applied Radiation and Isotopes*, 7, 544-548, 2009
13. Paul C. Johns and Martine J. Yaffe : Scattered radiation in fan beam imaging systems. *Med. Phys.*, 9(2), 231-239, 1982
14. H. P. Chan and K. Doi : Physical characteristics of scattered radiation and the performance of antiscatter grids in diagnostic radiology, *Radiographics*, 2(3), 378-406, 1982

• Abstract

## Evaluation of Scatter Radiation in Digital Radiological Condition by using Photostimulated Luminescence (BaFBr:Eu<sup>2+</sup>)

Jung-Whan Min · Seong-Gyu Han<sup>1)</sup> · Jung-Min Kim<sup>2)</sup> · Joo-Ah Lee<sup>3)</sup> · Ki-Won Kim<sup>4)</sup> · Hoi-Woun Jeong<sup>5)</sup>

*Department of Radiological Science, Shin-Gu University*

<sup>1)</sup>*Department of Bio-convergence engineering, Graduate school, Korea University*

<sup>2)</sup>*Department of Radiological Science, Korea University*

<sup>3)</sup>*Department of Oncology, Catholic University of Korea Incheon St.Mary,s Hospital*

<sup>4)</sup>*Department of Radiology, Samsung Medical Center*

<sup>5)</sup>*Department of Radiological Science, Beakseok Culture University*

The purpose of this study is evaluated scatter radiation in digital radiological condition by using photostimulated luminescence (BaFBr:Eu<sup>2+</sup>). Experiment condition changed kVp (from 50 kVp to 120 kVp), filed size (from  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  to  $26 \times 26 \text{ cm}^2$ ) and phantom thickness (from 1 cm to 15 cm). This method was analysed ImageJ and characteristic curve of CR. This results was scatter radiation to primary radiation ratio increased from 50 kVp to 70 kVp, and it was fixed at over 80 kVp. The scatter radiation to primary radiation ratio are increased according to increasing the ratio of field size. Scatter radiation is also increased by increasing the phantom thickness.

---

**Key Words :** Scatter radiation, Field size, scatter radiation to primary radiation ratio