

## X선 스펙트럼 모델을 이용한 DR 화소값과 디텍터 흡수에너지의 관계에 대한 정량적 분석

\*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †(주)루벤텍스 디지털영상사업부,  
†가톨릭대학교 의과대학 방사선과학교실

김도일\* · 김성현\*<sup>†</sup> · 호동수\* · 최보영\* · 서태석\* · 이재문<sup>†</sup> · 이형구\*

현재 평판 디텍터를 이용한 디지털 방사선 촬영기술은 방사선 진단 기술 분야에 있어서 매우 중요하고 유용하게 사용되고 있다. 비정질 실리콘 광센서를 사용하는 디지털 방사선 촬영기에는 흡수되는 방사선 에너지를 가시광선으로 변환하는 신틸레이터로 보통 CsI(Tl)를 사용한다. 신틸레이터에서 만들어진 가시광선은 이차원 평면으로 구성된 비정질 실리콘 광 다이오드에서 전기적 신호로 전환된다. 좋은 질의 영상을 얻기 위해서는 디지털 방사선 촬영기(Digital Radiography, DR) 디텍터의 방사선에 대한 세부적인 특성 연구가 필수적이다. 이러한 이유로 조사선량과 디지털 방사선 촬영기의 신호의 관계에 대해서 많은 연구가 이루어졌지만 현재까지의 연구에서는 고정된 관전압의 조건에서 두 변수의 관계에 대한 연구가 이루어졌다. 이에 본 연구에서는 X선 스펙트럼 모델인 SPEC-78을 사용하여 조사선량 대신 디텍터에 흡수되는 에너지와 디지털 방사선 촬영기의 신호와의 관계를 규명하였다. SPEC-78의 주요 입력변수인 X-ray 튜브의 고유 필터 값을 구하기 위해 조사선량을 측정하여 계산한 조사선량과 비교하였다. 물질에 흡수되는 X-ray의 에너지를 계산하는 알고리즘을 상정하여 디텍터에 흡수되는 에너지를 계산하고 다양한 조건에서 실제 X선 영상의 화소값을 획득하였다. 두 변수의 관계를 이용해 특성곡선을 얻었으며 이 결과를 검증하기 위해서 물과 알루미늄으로 제작된 팬텀을 이용하였다. 다양한 조건에서 팬텀 영상의 화소값을 측정하였고 특성곡선과 비교하였다. 이러한 과정으로 진행된 연구의 결과로 디텍터에 흡수되는 에너지와 디지털 방사선 촬영기의 신호는 거의 선형적임을 알 수 있었다. 또한 팬텀을 이용한 실험에서도 산란된 광자의 영향으로 유발된 약간의 오차에도 불구하고 측정되어진 화소값은 특성곡선과 잘 일치하였다. 본 연구를 통해 규명되어진 두 변수의 관계는 예상과 거의 일치하였지만 산란선에 대한 부분은 흡수에너지 계산 알고리즘에서 빠져있어 더 연구가 되어야 할 부분이다. 본 연구를 통해 얻어진 자료들은 디지털 방사선 촬영기의 전처리 과정에 있어서 중요한 정보를 제공할 수 있을 것이라 생각된다.

**중심단어:** 디지털 방사선 촬영, 흡수 에너지, 화소값, CsI(Tl), SPEC-78

### 서 론

의료 영상장비의 아날로그에서 디지털로의 전환은 편이성, 좋은 영상질, 경제성, PACS의 도입 등의 이유로 의료계의 전반적인 추세이다. X-ray 영상 장비 또한 지속적으로 디지털화 작업이 진행되고 있으며 다양한 DR 시스템들이 연구, 개발되고 있다.<sup>1-5)</sup> Flat panel detector를 사용하는 DR 시스템이 CCD, CMOS 등을 사용하는 DR 시스템보다 그

해상도가 우수하여 널리 사용하고 있다. 아몰포스 실리콘(a-Si : H) 광센서가 장착되어 있는 flat panel detector에는 흡수된 방사선 에너지를 가시광선으로 전환시키는 섬광체로 CsI(Tl)를 주로 사용한다. 섬광체에서 발생된 가시광선은 a-Si : H 광다이오드에서 전기적 신호로 전환되어 영상을 만들어 내게 된다.

CR, 필름을 이용하는 시스템과 같은 다른 X-ray 영상 시스템과 DR 시스템을 비교하는 연구가 많이 이루어졌다. 이전의 연구에서 DR 시스템은 다른 X-ray 영상 시스템보다 훨씬 더 우수한 성능을 나타내고 있음을 보여준다. 환자에게 피폭되는 선량이 현저히 낮음에도 불구하고 DR 시스템은(DQE 광자 계측 효율)가 다른 시스템보다 좋기 때문에 더 좋은 영상을 만들어 낼 수 있다.<sup>6-9)</sup>

이러한 DR 시스템의 장점을 최대화하기 위해서는 시스

이 논문은 2004년 9월 23일 접수하여 2004년 10월 28일 채택되었음.  
책임저자 : 이형구, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505  
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: 02)590-2415, Fax: 02)532-1779  
E-mail: hklee@catholic.ac.kr

템의 특성을 분석하는 것이 무엇보다도 필요하다. 주된 연구 대상으로 노이즈 특성, DQE, 변조전달함수(MTF) 등이 있다.<sup>10-13)</sup> 이런 시스템 특성 요소들 중 특성곡선은 입사하는 X-ray와 화소값과의 관계를 보여주며 부분적인 기울기는 DQE 측정에도 사용한다. 이전의 연구에서 특성 곡선은 X-ray 튜브의 고정된 관전압의 조건에서 mAs를 증가시키며 획득하였고 조사선량에 따른 화소값의 값을 곡선으로 나타내었다.<sup>13,14)</sup> 이렇게 만들어진 특성 곡선은 좋은 선형성을 보였지만 고정된 관전압에만 적용되는 한계를 가지고 있다. 즉 같은 조사선량이라도 관전압이 다르면 동일한 화소값을 나타내지 못한다. 이는 조사선량은 방사선 조사 후 공기의 이온화되는 정도를 측정한 양이지만 디텍터에서 만들어지는 신호는 섬광체에서 흡수된 에너지에 의해서 결정되어 서로 측정대상이 다르기 때문이다. 즉 같은 조사선량이라도 X-ray 광자가 에너지를 전달하는 대상이 달라서 에너지 흡수도 달라지는 것이다.

본 연구에서는 조사선량 대신 디텍터가 실제 흡수하는 에너지를 계산하여 디텍터에 흡수된 에너지와 화소값과의 관계를 정량적으로 분석하고자 하였다. X-ray generator에서 만들어진 X-ray는 단일 에너지가 아닌 스펙트럼 형태의 에너지를 가지기 때문에 디텍터에 흡수된 에너지를 계산하기 위해 X-ray 스펙트럼을 재현할 수 있는 X-ray 빔 모델인 Spec-78을 사용하였다. 이 과정을 통해 만들어진 특성 곡선은 알루미늄과 물로 만들어진 팬텀의 영상을 이용하여 검증하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 영상 시스템

본 연구에서 사용한 디텍터는 a-Si : H 광센서와 CsI(Tl) 섬광체를 사용한 flat panel detector로 픽셀 크기 143 μm, 3121×3121 픽셀 매트릭스 구조의 43×43 cm<sup>2</sup> 크기의 Trixell (Moirans, France)에서 제조된 Pixium 4600 모델이다. CsI(Tl) 섬광체는 가시광선의 산란을 막아 해상도를 높여주는 바늘형 구조로 이루어져 있다. X-ray 튜브는 Eureka (IL, USA)사에서 제조된 Rad-13 모델로 타겟 물질은 텅스텐이고 anode angle은 16°이다. 그리드는 사용하지 않았으며 타겟과 디텍터의 거리(SID)는 180 cm이다.

### 2. SPEC-78

디텍터에 흡수되는 X-ray의 에너지를 계산하기 위해 사용한 X-ray 스펙트럼 자료는 Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM, United Kingdom)에서 만든

SPEC-78 컴퓨터 프로그램을 사용하였다. 이 프로그램의 입력 변수는 세 가지의 타겟 물질, 30 kVp에서 150 kVp까지의 관전압, anode angle, 전압 기복을 그리고 스펙트럼을 감소시키는 물질 등이다. 다양한 입력 변수의 조합에 따라 X-ray 타겟 전방 750 mm에서의 단위 mAs당, 단위 mm<sup>2</sup>당 X-ray 광자의 수를 출력 자료로 보여주며, 또한 스펙트럼을 분석하여 평균 광자 에너지, air kerma, 그리고 1<sup>st</sup> HVL도 획득할 수 있다.

### 3. Total filtration

X-ray 실험에서 사용되는 filtration은 낮은 에너지 영역의 X-ray 광자의 제거, 평균 스펙트럼 에너지의 증가, 인체의 조사 등의 여러 가지 이유로 사용된다. 본 연구에서는 알루미늄 필터의 두께를 조절하여 획득한 조사선량과 Spec-78을 이용하여 계산한 조사선량을 비교하여 고유 여과량을 구하고자 한다. 이는 흡수에너지를 계산하기 위해 Spec-78에서 생성한 X-ray 스펙트럼의 정확한 입력변수를 얻고자 함이다.

조사선량을 측정하기 위해 사용한 electrometer는 Radcal (CA, USA)에서 생산된 2026C 모델이며 같은 회사에서 만들어진 20X6-60 모델의 60 cm<sup>3</sup> 체적을 가지는 이온함을 electrometer에 연결하였다. electrometer는 X-ray 타겟 전방 180 cm에 설치하였으며, 70 kVp, 3 mAs의 조건에서 10번을 반복하여 조사선량을 측정하였다.

조사선량의 정의에 의하여 단일 에너지의 X-ray의 조사선량(X)은 다음과 같이 구할 수 있다.<sup>15)</sup>

$$X = h\nu \cdot \Phi_{air} \left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air} \left| \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_{air} \right| \dots \dots \dots (1)$$

여기서  $h\nu$ 는 광자의 에너지,  $\Phi_{air}$ 는 광자의 fluence,  $\left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air}$ 는 공기 중에서의 평균 질량 에너지 흡수계수,  $\left( \frac{W}{e} \right)_{air}$ 는 공기 분자에서 단위 이온을 만드는 데 필요한 에너지이다. 여기서 X-ray가 다중 에너지임을 감안하면 평균 질량 에너지 흡수계수, 광자의 플루언스 등이 에너지에 대한 함수로 바뀌기 때문에 식 (1)은 다음의 식으로 바뀌어야 한다.

$$X = \int_0^{E_{max}} \left[ E \cdot \frac{d\Phi_{air}(E)}{dE} \cdot \left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air} (E) \left| \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_{air} \right| \right] dE \dots (2)$$

위 식에서  $\frac{d\Phi_{air}(E)}{dE}$ 는 단위 에너지당 광자의 fluence이다.  $\left( \frac{W}{e} \right)_{air}$  전 구간의 전자 에너지에 대해 동일한 값인 33.97 J/C를 가지며  $\left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air} (E)$ 는 National Institute of

Standards and Technology (NIST, USA)에서 자료를 획득하였다. 다양한 알루미늄 filtration 두께를 식 (2)에 적용하여 얻은 조사선량을 그래프에 표시하고 실제 실험에서 획득된 조사선량과 비교하여 고유 여과량을 구하였다.

4. Acquisition of Pixel Value

디텍터에 입사하는 X-ray 광자는 섬광체에서 가시광선으로 바뀌고 이 가시광선은 최종 출력으로 화소값을 만드는 전기적인 신호로 바뀐다. 디텍터에 입사하는 X-ray 에너지와 화소값과의 관계를 확인하기 위해 다양한 조건에서 flat field 영상을 획득하였다. 화소값은 60 kVp에서 120 kVp까지 10 kVp 단위로 디텍터가 포화상태가 될 때까지 mAs를 증가시키면서 측정하였다. 평균 화소값은 하나의 이미지당 100×100개의 픽셀을 평균하여 계산하였다.

5. Calculation of Absorbed Energy

섬광체에 흡수되는 X-ray의 에너지는 광자의 감쇠와 광자와 물질의 한 번 충돌 당 섬광체에 흡수되는 에너지를 이용하여 계산할 수 있다. 단일 에너지를 가진 N개의 광자가 두께가 Δx, 밀도가 ρ, 평균 질량 감쇠 계수가 μ/ρ인 섬광체에 조사된다면 섬광체내에서 물질과 충돌하는 광자의 총 개수(N<sub>int</sub>)는 다음과 같다.

$$N_{int} = N \cdot \left[ 1 - \exp\left(-\frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \cdot \Delta x\right) \right] \dots\dots\dots (3)$$

또한 단위 충돌당 흡수되는 평균에너지(Ē<sub>ab</sub>)는 평균 질량 에너지 흡수 계수(μ<sub>ab</sub>/ρ)의 정의에 의해서 구할 수 있다. 평균 질량 에너지 흡수 계수는 평균 질량 감쇠 계수에 입사하는 에너지와 흡수되는 에너지와의 비를 곱하여 다음과 같이 얻을 수 있다.<sup>16)</sup>

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{\bar{E}_{ab}}{h\nu} \dots\dots\dots (4)$$

식 (4)에 의해 단위 충돌당 흡수되는 평균에너지는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\bar{E}_{ab} = h\nu \cdot \frac{\mu_{ab}}{\rho} \Big/ \frac{\mu}{\rho} \dots\dots\dots (5)$$

따라서 입사 면적의 섬광체 전체에 흡수되는 에너지는 섬광체 내에서 충돌하는 광자의 총 수(식(3))에 단위 충돌당 흡수되는 평균에너지(식(5))를 곱하여 다음과 같이 구할 수 있다.

$$E_{tot} = N_{int} \cdot \bar{E}_{ab} = N \cdot h\nu \cdot \frac{\mu_{ab}}{\rho} \Big/ \frac{\mu}{\rho} \cdot \left[ 1 - \exp\left(-\frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \cdot \Delta x\right) \right] \dots\dots\dots (6)$$

이 또한 X-ray 에너지가 스펙트럼 형태를 가지고 있다는 것을 고려하면 단위 면적당 섬광체에 흡수되는 총 에너지는 다음과 같다.

$$E_{ab} = \int_0^{E_{max}} \left[ E \cdot \frac{d\Phi(E)}{dE} \cdot \frac{\mu_{ab}}{\rho}(E) \Big/ \frac{\mu}{\rho}(E) \left( 1 - \exp\left[-\frac{\mu}{\rho}(E) \cdot \rho \cdot \Delta x\right] \right) \right] dE \Big/ S \dots (7)$$

여기서 S는 X-ray가 입사하는 면적이다.

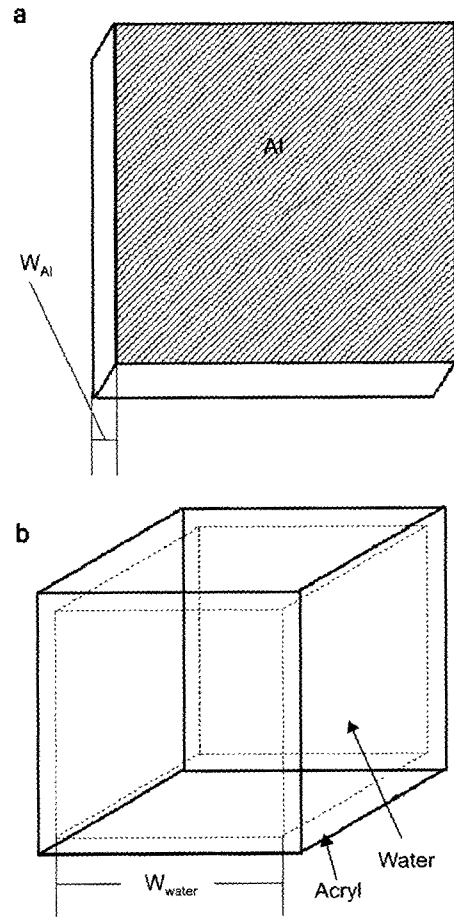


Fig. 1. Schematic features of phantoms used in the exposure experiments. (a) Aluminium plate phantoms with thicknesses (W<sub>Al</sub>) of 10 mm, 15 mm, and 21 mm, respectively. (b) Water cubic phantoms with heights (W<sub>water</sub>) of 71 mm, 106 mm, and 130 mm, respectively. The thickness of acryl to contain the water is 10 mm.

### 6. Phantom Experiments

측정한 화소값과 흡수에너지의 관계를 검증하기 위해서 팬텀을 이용한 실험을 수행하였다. 팬텀은 Fig. 1에서 보여지는 구조대로 알루미늄과 물로 제작되었다. 알루미늄 팬텀의 두께는 10 mm, 15 mm, 21 mm이고 물의 두께는 71 mm, 106 mm, 130 mm이다. 산란선은 흡수에너지 계산에서 제외되었기 때문에 산란선을 제거하기 위해 디텍터 가운데 전면에 중앙에 5 mm의 지름의 구멍을 가지는 10 mm 두께의 납판을 부착하였다. 산란선 효과를 최소화하기 위해서 팬텀은 X-ray source 전방 100 mm에 위치하였다. 흡수에너지 계산에 사용된 X-ray 스펙트럼은 각각의 팬텀의 두께와 물질 구성을 SPEC-78에 입력하여 만들었다. X-ray 스펙트

Table 1. Conditions for acquiring the phantom image. Nine images were acquired per one phantom.

Thickness of aluminum	10 mm
60 kVp 90 kVp 120 kVp	2.0 mAs, 4.5 mAs, 7.0 mAs
Thickness of aluminum	15 mm
60 kVp 90 kVp 120 kVp	3.0 mAs, 6.8 mAs, 10.0 mAs
Thickness of aluminum	21 mm
60 kVp 90 kVp 120 kVp	4.0 mAs, 8.0 mAs, 12.0 mAs
Thickness of water	71 mm
60 kVp 90 kVp 120 kVp	3.0 mAs, 7.5 mAs, 12.0 mAs
Thickness of water	106 mm
60 kVp 90 kVp 120 kVp	4.0 mAs, 12.0 mAs, 20.0 mAs
Thickness of water	130 mm
60 kVp 90 kVp 120 kVp	6.0 mAs, 18.0 mAs, 30.0 mAs

럼을 사용하여 흡수에너지를 계산하였으며 팬텀 영상의 화소값은 flat field 영상의 결과를 이용하여 예측하였다. 팬텀 영상은 다양한 촬영 조건에서 획득했으며 그 촬영조건을 Table 1에 요약하였다. 납판 구멍 안의 23×23 픽셀들의 화소값을 평균하여 실제 팬텀 영상의 평균 화소값을 구하였으며 예측된 화소값과 비교하였다.

### 결 과

고정되지 않은 관전압에서 다른 화소값을 얻을 수 있는지에 대해 조사하였다. 같은 조사선량이라도 높은 관전압에서 큰 화소값을 보이는 것을 Fig. 2에서 볼 수 있다. 60 kVp에서의 화소값은 120 kVp에서의 화소값보다 32%나 적었다. 이 조사에서 광자의 에너지에 영향을 받지 않는 정규화된 특성곡선이 필요함을 확인할 수 있다.

Fig. 3에서 다양한 kVp에 대해 mAs의 변화에 따라 화소값을 나타내었다. 화소값은 offset correction만 수행하였으며 gain, flat field correction은 실시하지 않았다. X-ray 타겟에 충돌하는 전자의 수가 전류의 양과 노출시간에 비례하기 때문에 그래프의 모양이 선형적으로 증가하고 있는 것을 볼 수 있다.

고유 여과량을 확인하기 위한 조사선량 실험에서는 70 kVp, 3 mAs의 노출 조건에서 12.14 mR의 조사선량을 획득하였다. SPEC-78에 알루미늄 0.95 mm, 1.00 mm, 1.05 mm, 1.10 mm의 두께를 입력하여 만든 스펙트럼을 이용하여 70 kVp, 3 mAs에서의 조사선량을 예측하였으며 그 결과를

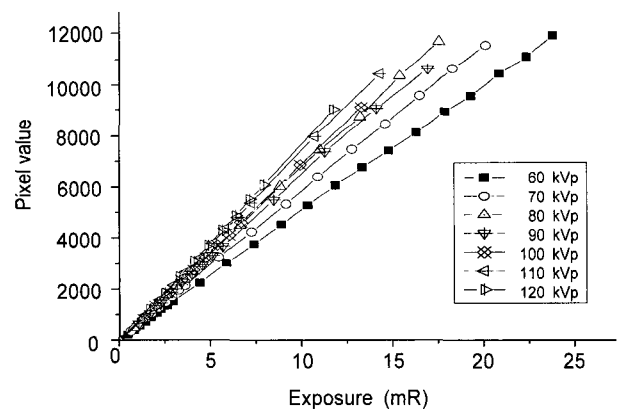


Fig. 2. Relationship between exposure and pixel value. This graph shows that with the same exposure pixel value is different for different kVp. In comparison between 60 kVp and 120 kVp, the pixel value in 60 kVp is less about 32% than that in 120 kVp.

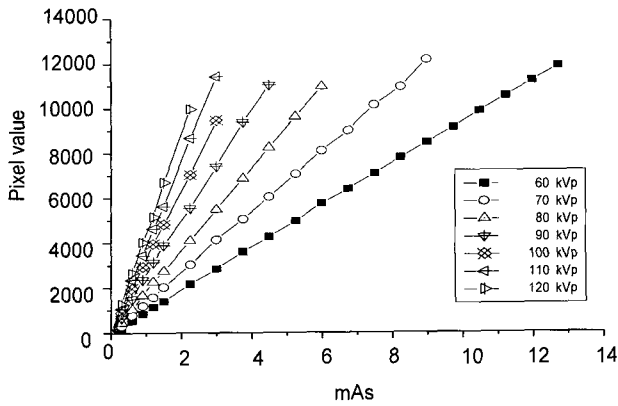


Fig. 3. Pixel value as the function of mAs for various kVp. In fixed tube voltage, the pixel value increases linearly as increasing of mAs because mAs is proportional to the amount of photon.

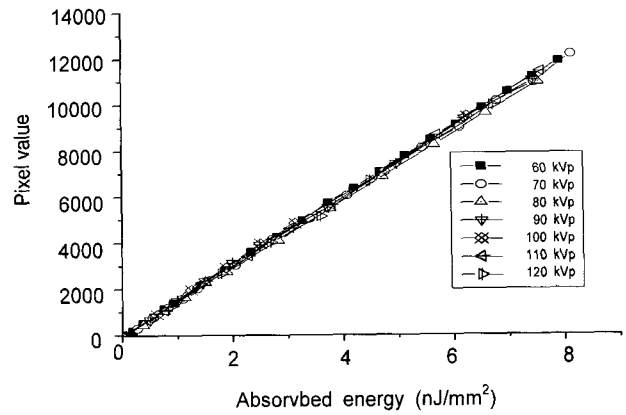


Fig. 5. Characteristic curve in terms of absorbed energy. It shows the relationship between absorbed energy and pixel value. The slope of straight line is 1490.85 (pixel values  $\text{mm}^2/\text{nJ}$ ).

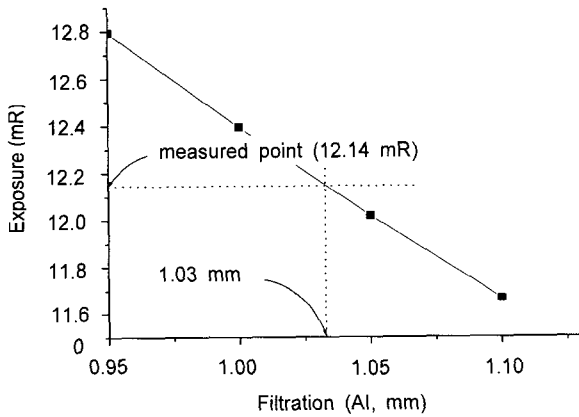


Fig. 4. Result of exposure experiment. Black squared points are the result acquired using estimated total filtration. The condition of measurement and calculation was 70 kVp, 3 mAs. As the interpolation of the measured exposure, the thickness of Al which corresponds to the inherent filtration is 1.03 mm.

Fig. 4에서 볼 수 있다. 고유 여과량에 해당하는 알루미늄의 두께는 Fig. 4에서 볼 수 있듯이 내삽을 통해 결정하였으며 그 결과는 1.03 mm이었다.

SPEC-78에서 만들어진 X-ray 스펙트럼을 분석하여 디텍터의 단위 면적당, 단위 mAs당 흡수 에너지를 Table 2에 나타내었다. 또한 이를 이용하여 flat field 영상을 사용한 실험의 결과로 화소값과 흡수 에너지와의 관계를 Fig. 5에서 볼 수 있다. 대부분의 값들이 그래프의 일정한 직선상에 위치하고 있으며 디텍터는 흡수 에너지가  $8.9 \text{ nJ/mm}^2$  일 때 포화상태에 이르렀으며  $1 \text{ nJ/mm}^2$  당 1490.85의 화소값을 얻

Table 2. Absorbed energy in the detector per mAs and unit area at the SID of 180 cm.

KVp	60	70	80	90	100	110	120
Absorbed Energy (nJ/mAs/ $\text{mm}^2$ )	0.622	0.906	1.258	1.658	2.087	2.533	2.989

Table 3. Absorbed energy in the detector per mAs and unit area of detector for X-ray beams after penetrating phantoms. The unit of absorbed energy is  $\text{nJ/mAs/mm}^2$ .

Phantom	Thickness	60 kVp	90 kVp	120 kVp
Aluminum	10 mm	0.078	0.455	1.065
	15 mm	0.039	0.290	0.724
	21 mm	0.019	0.178	0.471
Phantom	Height	60 kVp	90 kVp	120 kVp
Water	71 mm	0.043	0.199	0.442
	106 mm	0.016	0.088	0.208
	130 mm	0.008	0.052	0.128

었다.

팬텀 실험에서 디텍터의 단위 면적당, 단위 mAs당 팬텀을 통과한 X-ray의 흡수 에너지를 Table 3에 나타내었다. 디텍터에 흡수된 에너지는 Table 3의 값에 mAs를 곱하여 계

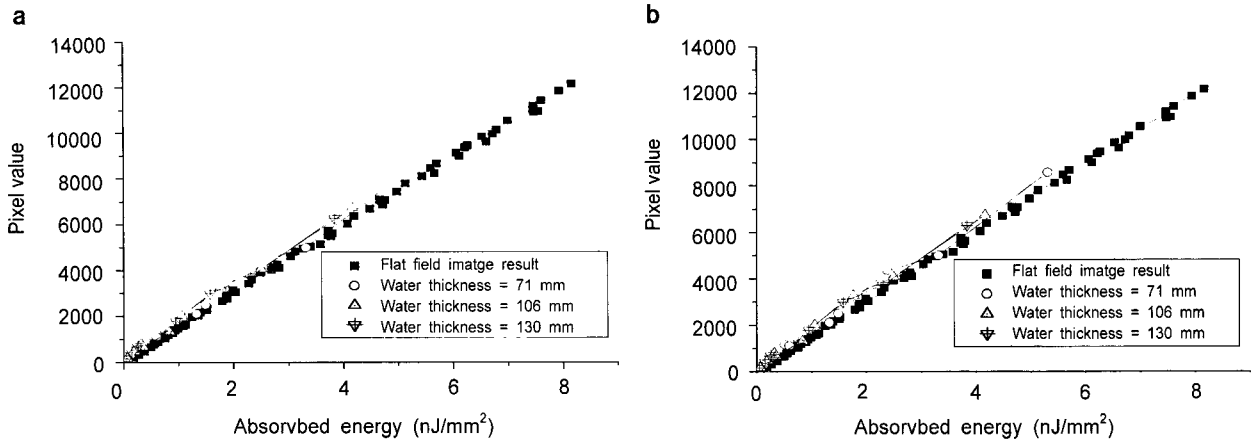


Fig. 6. Comparison between characteristic curve and phantom experiment. The pixel value in phantom experiment was slightly higher than that of characteristic curve. This is due to the scattered photon that was not eliminated. (a) Comparison between characteristic curve and result of aluminum phantom experiment. (b) Comparison between characteristic curve and result of water phantom experiment.

산하였으며 그 결과를 Fig. 6에 나타내었다. flat field 실험의 결과보다 약간 높은 값을 보였지만 예측된 값과 잘 일치하였다. 예측된 값보다 약간 높은 값을 나타낸 것은 완전하게 제거되지 않은 팬텀에서 생성된 산란선이 실제 디텍터에 흡수되어 전기신호를 만들어 내었기 때문이다.

### 고찰 및 결론

본 연구에서는 디텍터에 흡수되는 에너지와 화소값과의 관계를 간단한 식을 이용하여 정량적으로 알아보려고 하였다. 이를 위해 X-ray 스펙트럼 모델의 입력 자료를 얻기 위해 조사선량을 측정할 실험을 수행하였으며 간단한 식을 통한 흡수에너지 계산, 팬텀을 이용한 실험으로 그 관계를 검증하였다.

디텍터에 흡수되는 에너지와 화소값과의 관계는 거의 선형적이었으며 이로 인해 실제로 디텍터에 흡수되는 에너지를 계산할 수 있었다. 결과에서 보여준 특성곡선에서 화소값의 최대 오차는 2%에 불과했다. 이것은 디텍터에 흡수되는 에너지를 매우 정확하게 계산할 수 있고 특정한 조건에서 디텍터의 화소값을 특성곡선을 이용해 예측해 볼 수 있음을 의미한다.

팬텀 실험에서는 계산된 흡수에너지가 같음에도 불구하고 산란선의 영향으로 팬텀이 있을 때의 화소값이 없을 때의 화소값보다 약간 컸다.

공기와 디텍터에 흡수되는 광자의 에너지를 계산하기 위해 상정된 식은 근사화된 식이다. 이 식은 오래 전에 만들

어진 식이며 이 근사식을 이용하여 계산된 값들은 때로는 많은 오차를 만들어 낸다. 하지만 본 연구에서 결과로 제시된 정규화된 특성곡선은 매우 좋은 선형성을 보였으며 이는 매우 많은 광자를 통계적으로 계산하였기 때문이다. 이러한 식들을 이용할 때에는 식의 특성을 조심스럽게 고려하여야 한다.

간단한 식에 의해 화소값을 계산하였기 때문에 계산 시간이 매우 짧았으며 이러한 관점에서 DR 시스템에서 수행할 수 있는 Monte Carlo 모의실험을 어느 정도 대체할 수 있으리라 생각된다. 또한 본 연구에서 도출된 결과는 DR 시스템의 전처리 과정에서 유용한 자료로써 사용할 수 있을 것이다. 하지만 환자의 영상의 경우 산란선을 반드시 고려하여야 한다. 본 연구에서 광자의 산란된 지점에서의 에너지 전달만을 고려하였으며 디텍터 개개의 화소에 대한 산란된 광자의 효과는 계산하지 않았다. 따라서 대상이 되는 물체를 촬영하거나 대조도가 필요한 영상의 경우 특성곡선을 이용하여 화소값의 분포를 확인하는 것은 매우 어려운 일이다. 또한 산란선 제거를 위해 사용하는 그리드의 효과도 연구해야 할 과제이다.

결론적으로 본 연구에서 제시한 흡수에너지 계산 방법은 매우 만족스러웠다. 더 확장된 영역에서 이 방법을 적용하기 위해서는 산란선과 그리드의 영향을 반드시 고려해야 할 것이다. 이것은 Klein-Nishina formula의 적용과 그리드의 특성 분석 등을 통해 가능할 것이라고 생각한다.

## 참 고 문 헌

1. **Zhao W, Rowlands JA**: X-ray imaging using amorphous selenium: Feasibility of a flat panel self-scanned detector for digital radiology. *Med Phys* 22:1595-1604 (1995)
2. **Yaffe MJ, Rowlands JA**: X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol* 42:1-39 (1997)
3. **Wei Zhao, Rowlands JA**: Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Theoretical analysis of detective quantum efficiency. *Med Phys* 24:1819-1833 (1997)
4. **Antonuk LE, Jee KW, El-Mohri Y, et al**: Strategies to improve the signal and noise performance of active matrix, flat-panel imagers for diagnostic x-ray applications. *Med Phys* 27:289-306 (2000)
5. **Antonuk LE, El-Mohri Y, Siewerdsen JH, et al**: Empirical investigation of the signal performance of a high-resolution, indirect detection, active matrix flat-panel imager (AMFPI) for fluoroscopic and radiographic operation. *Med Phys* 24:51-70 (1997)
6. **Rong XJ, Shaw CC, Liu X, Lemacks MR, Thompson SK**: Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems A contrast-detail phantom study. *Med Phys* 28: 2328-2335 (2001)
7. **Aufrichtig R**: Comparison of low contrast detectability between a digital amorphous silicon and a screen-film based imaging system for thoracic radiography. *Med Phys* 26: 1349-1358 (1999)
8. **Amendolia SR, Bottigli U, Ceccopieri A, et al**: Comparison of imaging properties of several digital radiographic systems. *Nucl Instr and Meth A* 466:95-98 (2001)
9. **Kump K, Granfors P, Pla F, Gobert P**: Digital X-ray detector technology. *RBM* 20:221-226 (1998)
10. **Siewerdsen JH, Antonuk LE, El-Mohri Y, Yorkston J, Huang W, Cunningham IA**: Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. *Med Phys* 25: 614-628 (1998)
11. **Samei E, Flynn MJ**: A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* 25:102-113 (1998)
12. **Lauders JH, Kengyelics SM, Cowen AR**: A comprehensive physical image quality evaluation of a selenium based digital x-ray imaging system for thorax radiography. *Med Phys* 25:986-997 (1998)
13. **Paul R**: Granfors and Richard Aufrichtig: Performance of a 4141-cm<sup>2</sup> amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications. *Med Phys* 27:1324-1331 (2000)
14. **Zhao W, Blevis I, Germann S, Rowlands JA, Waechter D, Huang Z**: Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Construction and evaluation of a prototype real-time detector. *Med Phys* 24:1834-1843 (1997)
15. **Khan FM**: *The Physics of Radiation Therapy*, 2nd ed. Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland (1992), 131-175
16. **Johns HE, Cunningham JR**: *The Physics of Radiology*, 4th ed. Charles C Thomas, Springfield, Illi (1983), pp. 217-269

## Quantitative Analysis of Digital Radiography Pixel Values to absorbed Energy of Detector based on the X-Ray Energy Spectrum Model

Do-II Kim\*, Sung-Hyun Kim\*<sup>†</sup>, Dong-Su Ho\*, Bo-young Choe\*,  
Tae-Suk Suh\*, Jae-Mun Lee<sup>‡</sup>, and Hyoung-Koo Lee\*,

\*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea

<sup>†</sup>Department of Digital Radiography, Luvantix Co., Ltd. <sup>‡</sup>Department of Radiology,  
College of Medicine, The Catholic University of Korea

Flat panel based digital radiography (DR) systems have recently become useful and important in the field of diagnostic radiology. For DRs with amorphous silicon photosensors, CsI(Tl) is normally used as the scintillator, which produces visible light corresponding to the absorbed radiation energy. The visible light photons are converted into electric signal in the amorphous silicon photodiodes which constitute a two dimensional array. In order to produce good quality images, detailed behaviors of DR detectors to radiation must be studied. The relationship between air exposure and the DR outputs has been investigated in many studies. But this relationship was investigated under the condition of the fixed tube voltage. In this study, we investigated the relationship between the DR outputs and X-ray in terms of the absorbed energy in the detector rather than the air exposure using SPEC-78, an X-ray energy spectrum model. Measured exposure was compared with calculated exposure for obtaining the inherent filtration that is a important input variable of SPEC-78. The absorbed energy in the detector was calculated using algorithm of calculating the absorbed energy in the material and pixel values of real images under various conditions was obtained. The characteristic curve was obtained using the relationship of two parameter and the results were verified using phantoms made of water and aluminum. The pixel values of the phantom image were estimated and compared with the characteristic curve under various conditions. It was found that the relationship between the DR outputs and the absorbed energy in the detector was almost linear. In a experiment using the phantoms, the estimated pixel values agreed with the characteristic curve, although the effect of scattered photons introduced some errors. However, effect of a scattered X-ray must be studied because it was not included in the calculation algorithm. The result of this study can provide useful information about a pre-processing of digital radiography.

**Key Words** : Digital radiography, Absorbed energy, Pixel value, CsI(Tl), SPEC-78