

# 비정질 셀레늄 기반 디지털 방사선 검출기의 성능 평가

박지균<sup>1</sup>, 강상식<sup>2</sup>, 조성호<sup>3</sup>, 신정욱<sup>3</sup>, 김소영<sup>3</sup>, 손대웅<sup>4</sup>, 남상희<sup>5</sup>

<sup>1</sup>(주)리스트엠 R&D 센터, <sup>2</sup>(재)김해시 차세대 의생명융합산업지원센터, <sup>3</sup>인제대학교 의용공학과  
<sup>4</sup>인제대학교 의료영상과학대학원, <sup>5</sup>인제대학교 의료영상연구소

(Received October 27, 2006. Accepted January 29, 2007)

## Performance Evaluation of a Selenium(a-Se) Based Prototype Digital Radiation Detector

Ji-koon Park<sup>1</sup>, Sang-sik Kang<sup>2</sup>, Sung-ho Cho<sup>3</sup>, Jung-wook Shin<sup>3</sup>, So-yeong Kim<sup>3</sup>, Dae-woong Son<sup>4</sup>, Sang-hee Nam<sup>5</sup>

<sup>1</sup>R&D Center of LISTEM, Seoul, Korea, <sup>2</sup>Gimhae Biomedical Industry Supporting Center, Gimhae, Korea

<sup>3</sup>Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Korea

<sup>4</sup>Department of Medical Imaging & Science, Inje University, Gimhae, Korea

<sup>5</sup>Medical Imaging Research Center, Inje University, Gimhae, Korea

### Abstract

In this study, we have studied the fabrication and the performance evaluation of digital radiation detector of the based on selenium (a-Se) prototype which is widely researched about recently. The detector was fabricated using amorphous selenium in the specification of active area size  $7 \times 8.5$  ", pixel pitch 139  $\mu\text{m}$ , and 12 bit ADC. In order for the performance evaluation of the fabricated detector, we used radiation quality RQA 5 that is suggested by the International Electrotechnical Commission (IEC), and evaluated modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS), and detective quantum efficiency (DQE). Concerning MTF measurement, we used slit camera (Nuclear Associates, Model : 07-624-2222), and evaluated in the slit method. Also so as to compare the performance evaluation on the detector fabricated in this study, we used Hologic Direct-Ray (DR-1000) and GE Revolution XQ/I system, and evaluated and compared in the same method MTF, NPS, and DQE which are image quality factors. And as a result, the MTF of each detector in Nyquist frequency were evaluated to be 58 % (at 3.5 lp/mm) in the case of DR-1000 and 65 % (at 2.5 lp/mm) in the case of XQ/I, and that for the detector fabricated in this study was evaluated to be 36 % (at 3.5 lp/mm). Also in the case of DQE(0), the detector fabricated in this study, DR-1000 of Hologic company, and XQ/I system of GE company respectively were evaluated as 36 %, 32 %, and 50 %.

Key words : digital radiation detector, amorphous selenium, MTF, NPS, DQE

### I. 서 론

**최** 근 디지털 방사선 검출기가 기존에 사용하던 필름/스크린 방식을 대체하여 많은 임상 분야에서 연구되고 있다. 실제로, TFT 기반의 평판형 검출기 같은 경우 디지털 방사선 검출기 분야에서 기술적으로 상당히 주목 받고 있다[1][2]. 이런 평판형 디지털 방사선 검출기들은 감약이라는 변수를 통해 영상을 획득할 수 있으며 크게 간접 변환 방식, 직접 변환 방식 두 가지로 나뉜다. 먼저 간접 변환 방식의 경우 TFT 소자와 형광체를 사용하며, X선을 가시광선으로 바꾸는 형광체를 통해 빛으로 변환 후 TFT 패널

에 PIN diode라는 수광 소자를 통해 전기적 신호로 영상을 획득한다. 반면에 직접 변환 방식의 경우는 간접 변환 방식과 달리 여러 단계의 변환을 거치지 않고 감약된 X선을 광도전체라는 변환 물질을 통해서 직접 전기적 신호를 획득하여 영상을 얻을 수 있다 [3][4].

본 논문에서는 비정질 셀레늄을 이용하여 직접 변환 방식의 디지털 방사선 검출기를 제작하여 영상을 획득하고, 획득된 영상을 MTF, NPS, DQE와 같은 영상 평가 요소들을 통해 평가하였으며 제작된 검출기의 성능 평가를 위해 기존의 상용화된 다른 검출기들과 비교하였다.

### II. 연구 방법

#### A. 비정질 셀레늄 기반의 검출기 제작

그림 1은 제작된 디지털 방사선 검출기의 모식도이다. 검출기의

본 연구는 산업자원부 중기거점기술개발사업(과제번호 : 10024199)의 지원으로 수행되었음

Corresponding Author : 남상희

경남 김해시 어방동 인제대학교 A동 215호

Tel : +82-55-320-3296 / Fax : +82-55-325-7931

E-mail : nsh@bse.inje.ac.kr

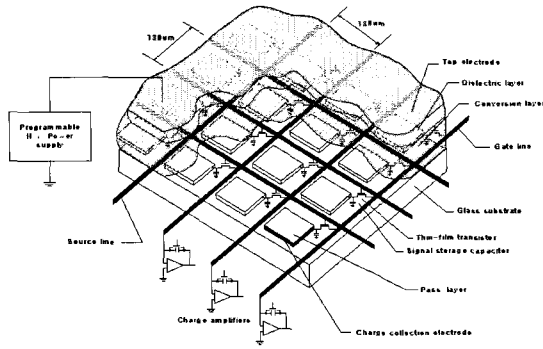


그림 1. 제작된 디지털 방사선 검출기의 세부 구조

Fig. 1. The detailed schematic of the fabricated digital radiation image system

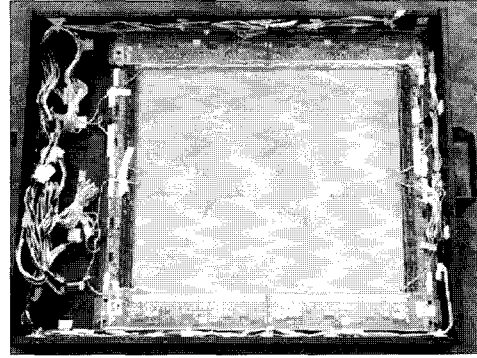


그림 2. 제작된 디지털 방사선 검출기 prototype 시스템

Fig. 2. The fabricated prototype digital radiation image system

광도전체는 비정질 셀레늄을 진공 증착 방법을 사용하여 500  $\mu\text{m}$  두께로 형성하였다. 일반적으로 생성된 전자-정공 쌍을 수집하기 위하여 광도전체 양단에 10 V/ $\mu\text{m}$ 의 고전압을 인가하게 되는데 이는 TFT 패널에 R/O IC 소자에 손상을 주는 주된 요인이 된다. 또한, 고전압이 인가될 때 비정질 셀레늄 물질 자체에도 큰 손상이 있을 수 있으며, 암전류의 증가로 신호 대 잡음비의 성능이 낮아진다. 본 논문에서는 이런 고전압 인가에 의한 손상을 줄이기 위해서 PDS2060 장비를 통해서 5 ~ 10  $\mu\text{m}$ 의 두께로 페를린을 코팅하였다. 페를린이 코팅된 표면 위에는 진공 증착법을 이용하여 금전극을 코팅하였고, 전하 수집을 위한 상부 전극을 형성 후 샘플을 보호하기 위해 박막을 형성하였다. 그림 2는 제작된 디지털 방사선 검출기의 실제 사진이며, 전기적 신호를 검출하기 위하여 86 %의

fill factors 와 139  $\mu\text{m}$  픽셀 크기를 가진 TFT 패널이 사용되었다. 제작된 검출기는 1536  $\times$  1280의 높은 해상도를 가지며, 2초 이내에 획득된 영상 신호를 읽어낼 수 있는 회로를 구성하였다. 또한 gate driving 회로, signal processing read 회로, power control, switch 회로와 control 회로 부분을 직접 고안하였으며, tab bonding과 wire bonding으로 각각의 회로들을 결합하였고, 각 단의 연결 상태와 동작을 확인하였다. 표 1은 제작된 디지털 방사선 검출기의 상세 사양이다.

### B. 제작된 검출기의 영상의 질 평가

실험에 사용되는 X선 평가 및 설정 (RQA 5)

X선 발생장치에서 발생하는 방사선량은 IEC의 RQA 5의 조건

표 1. 제작된 디지털 방사선 검출기의 세부 사양

Table 1. The detailed specification of the fabricated digital radiation image system

	Specification	Unit
Detector size	8.5" $\times$ 7"	inch
Detector resolution	1536 $\times$ 1280	pixels
Pixel pitch	139	$\mu\text{m}$
X-ray receptor	Amorphous selenium	-
Receptor thickness	500	$\mu\text{m}$
Fill factor	86	%
Storage capacitor	2.1	pF
Readout time	2	sec

표 2. Radiation quality에 따른 필수 parameters

Table 2. The required parameters in accordance with the radiation quality

Radiation quality No.	Calculated x-ray tube voltage in kV	Calculated HVL in mm Al	Calculated SNRin2 in 1/(mm <sup>2</sup> ·mR)
RQA5	74	7.1	254,000

표 3. 연구에 이용된 검출기의 세부 사양

Table 3. The detailed specification of used detectors in this paper

Detector	Detector type	X-ray receptor	Receptor thickness	Pixel pitch	Detector resolution
Hologic DR-1000	Direct	$\alpha$ -Se	500 $\mu\text{m}$	139 $\mu\text{m}$	2060 $\times$ 3072
GE XQ/i	Indirect	CsI(Tl)	-	200 $\mu\text{m}$	2048 $\times$ 2048
Our prototype	Direct	$\alpha$ -Se	500 $\mu\text{m}$	139 $\mu\text{m}$	1536 $\times$ 1280

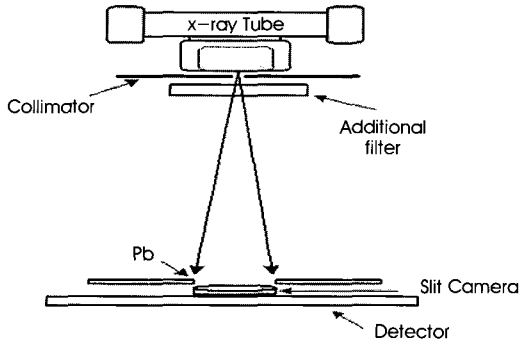


그림 3. Slit camera를 이용한 MTF 측정을 위한 실험 구조도  
 Fig. 3. Experiment Schematics for the MTF Measurement using a Slit Camera

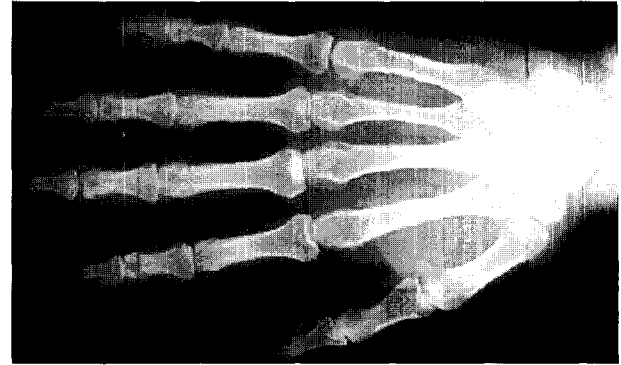


그림 4. Hand PA 영상 (48 kVp, 8 mAs)  
 Fig. 4. Hand PA image(48 kVp, 8 mAs)

을 만족하며, 검출기의 MTF를 평가하였다. RQA 5 조건은 70 kVp 근방의 관전압을 사용하며, 21 mm의 알루미늄 부가 필터를 사용한다 [5]. X선 발생장치와 검출기와의 거리를 150cm로 유지하였으며, slit camera의 영상을 획득하기 위하여 X선 발생장치에 21mm 부가 필터를 장착하고 74 kVp, 128 mAs의 조건을 사용하였으며, 조사량은 노출 시간을 조절하여 조정하였다. 제작된 비정질 셀레늄 기반의 디지털 방사선 검출기의 MTF는 앞에서 언급된 조건들을 통해 slit camera로 획득하였으며, 일정 시간 동안 X선을 조사할 때 발생하는 ghost effect를 줄이기 위하여 최소 60초 이상의 간격을 두고 측정하였다. 표 2는 MTF 측정과 NPS 측정을 위해 사용된 radiation quality인 RQA 5의 관전압과 AI 반가층 두께, 그리고 입사되는 x-ray fluence 값이다.

**Modulation Transfer Function(MTF)의 평가**

본 연구에서는 MTF를 측정하기 위해 slit method를 사용하여 약간 기울어진 slit camera의 영상을 획득하였다. 실험에 사용된 slit camera는 폭 10 μm, 길이 5.5 mm에 두께 1.5 mm로 텅스텐을 이용하여 만들어진 팬텀이다. slit method에서 일정한 주기의 image pulse에 대한 시스템의 반응은 slit camera의 Point Spread Function (PSF)의 convolution을 이용하여 획득하였다. 실험을 통해 Line Spread Function (LSF)을 획득하였고, 측정된 LSF를 푸리에 변환을 이용하여 MTF를 획득하였다[6][7][8]. image parallax와 focal spot blurring을 최소화하기 위한 방법으로, 제작된 디지털 방사선 검출기의 표면에 최대한 밀착하여 slit camera를 놓고 측정하였다. 세밀하게 sample된 LSF를 구하기 위해 pixel matrix의 가로 혹은 세로 열에 대하여 1.5°에서 3° 사이의 각도로 기울여 slit camera의 영상을 획득하였다. MTF를 측정하기 위한 실험 장비는 그림 3에 자세히 나타내었다. slit camera를 제작된 디지털 방사선 검출기 위에 밀착하여 위치한 후, 8장의 이미지를 획득하고 평균화한 후 MTF를 획득하였다.

**Noise Power Spectrum(NPS)의 측정**

본 논문에서는 MTF 측정 시 사용된 동일한 radiation quality로서 74 kVp X선 에너지의 스펙트럼을 이용하였다. 데이터 획득 시,

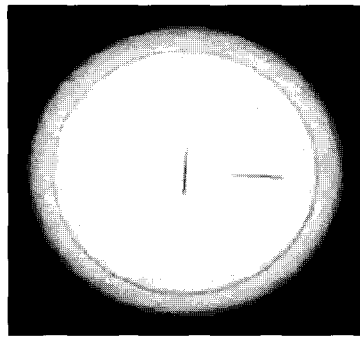
장비는 임상에서 사용하는 방법 그대로 사용하였다. NPS 측정 시 grid는 사용하지 않았으며, 이는 grid를 사용할 경우, 저주파수 영역에서 노이즈가 잠정적으로 증가할 것이기 때문이다. 아무 물체 없이 8.56 mR의 조사선량을 조사하여 flat-field 영상을 획득하였다. 8장의 flat-field images를 획득하였고 획득된 영상들을 평균했다. 획득된 영상에서 edge effects에 대한 영향을 최소화하기 위해 이미지 보정을 실시하였다. 영상 중앙부에서 1,280 × 1,280 구역을 region of interest (ROI)로 설정하여 NPS를 측정했다. 이런 영상들은 오로지 noise 성분만을 통해 가감법, 평균법을 사용하여 분석했다. 감산법으로 증가된 noise 성분에 대한 보상으로 각각의 영상에 1/√2 을 곱했다. 각각의 픽셀에서 동일하게 나눈 뒤 획득한 noise image는 푸리에 변환을 하였으며, 저주파수 영역을 영상의 중앙부 쪽으로 shift시켰다. noise image의 푸리에 변환 결과는 2 가지였고, 영상 자신의 complex conjugate를 곱함으로써 제공했다. NPS 계산에 쓰인 검출기의 ROI 에 대한 모든 픽셀의 평균값인 average signal amount(S) 는 제작된 디지털 방사선 검출기의 총면적에 대해서 획득되었다. NPS 계산법은 초기에 감산법과 평균법 처리가 된 후, 비선형적인 보상을 통해 수행하였다. 각각의 ROI의 NPS는 평균 신호들의 합으로 noise data를 나눈 후 평균화하여 획득하였다. 100개의 NPS의 결과들은 부드러운 NPS를 계산하기 위해 평균화했다. 앞서 언급된 100개의 NPS 결과에서 x, y 축의 개수만큼 즉, 128 × 128로써 나누고, 각 픽셀에 대한 면적인 0.139 × 0.139 mm<sup>2</sup> 로 곱했다.

$$NPS_{normalized}(f_x, f_y) = \frac{\langle FT(I(x,y))/S \rangle^2}{N_x \cdot N_y} \cdot p_x \cdot p_y \quad (1)$$

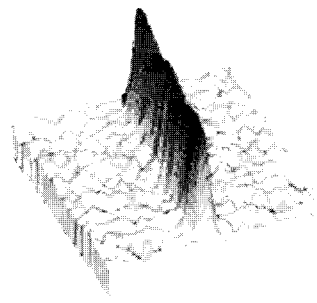
위 식에서 NPS normalized는 표준화된 NPS를 말한다. x, y 좌표로 나타나는 I는 감산법을 통해 영상으로부터 획득된 noise image이고, px, py는 픽셀의 크기(각각 0.139 mm)이다. 그리고 S는 각각의 ROI의 평균 신호이다.

**C. DQE 평가**

아래 식은 SNR을 획득하는 방법으로 먼저, MTF(f) 는 디지털



(a) Dual slit camera로 획득한 X선 영상  
(a) X-ray image of a dual slit camera



(b) Slit 이미지의 삼차원 surface plot  
(b) 3 dimensional surface plot of the slit image

그림 5. 제작된 디지털 방사선 검출기를 이용하여 획득된 영상  
Fig. 5. The Image obtained by the detector fabricated in this study

영상 검출기에 있어서 얼마나 잘 전기적 신호에 대한 영상 정보를 효율적으로 처리하느냐에 대한 문제를 다루고, NPS(f)는 반면에 효율적인 노이즈 처리를 나타낸다.

$$SNR_{out}^2 = \frac{[S \cdot MTF(f)]^2}{NPS(f)} \quad (2)$$

NPS(f)는 noise 변수로써  $\sigma^2$ 이며, 디지털 방사선 영상 검출기에서 SNRin은 단순히  $\sqrt{N}$ 이다. 그러므로, SNR2in은 N이 된다.

아래 방정식 (3)은 DQE 획득을 위한 공식이다.

$$DQE(f) = \frac{[S \cdot MTF(f)]^2}{N \cdot NPS(f)} \quad (3)$$

위 식에서, S는 제작된 디지털 방사선 검출기의 gain이다. 즉, 대면적 전체 신호 또는 평균 신호값이다. N은 검출기의 평균 면적에 대해 조사된 X선 광자 수이다. NPS(f)는 평균 광자를 통해 획득된 영상으로 결정되며 단위는  $N \text{ photons/mm}^2$ 로 표기한다. 검출기 단위 면적당 조사된 X선 광자수인 N은 조사선량에 대해서

$\text{photons/mm}^2/\text{mR}$ 로 표기한다. 이 실험에 사용된 N은 John M. Boone 저서인 ‘Tungsten Anode Spectral Model using Interpolating Polynomials (TASMIP)’에서 스펙트럼을 통해 인용된다.

#### D. 제작된 검출기 영상의 질 평가

본 연구에서 제작된 디지털 방사선 영상 검출기의 성능의 평가 및 비교를 위해 홀로직사의 DR-1000과 GE사의 XQ/I를 사용하였다.

### III. 결 과

#### A. 임상영상 획득

그림 4에서 48 kVp, 8 mAs의 조건에서 제작된 디지털 방사선 영상 검출기에서 획득된 PA hand 영상을 보여준다. 획득된 영상은 기존의 film/screen 영상과 비교하여 X선 노출 상태에 따라 환자 피폭에 대해 평가 할 수 있는 기준이 된다. 환자에게 X선 조사 시 노출된 피폭 선량은 Center for Device and Radiological

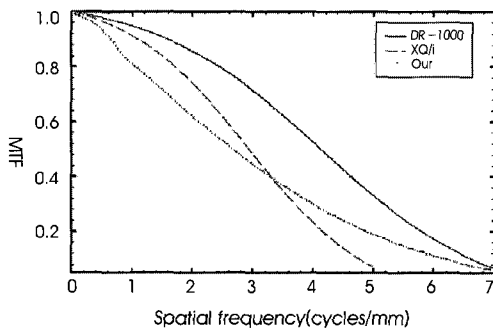


그림 6. 공간 주파수에 따른 MTF 측정 결과

Fig. 6. MTF measurement result at each detector for the spatial frequency change

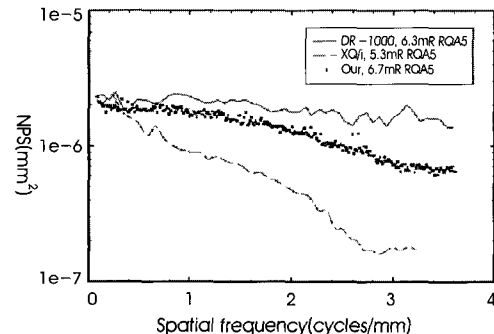


그림 7. 공간 주파수에 따른 NPS 측정 결과

Fig. 7. NPS measurement result at each detector for spatial frequency

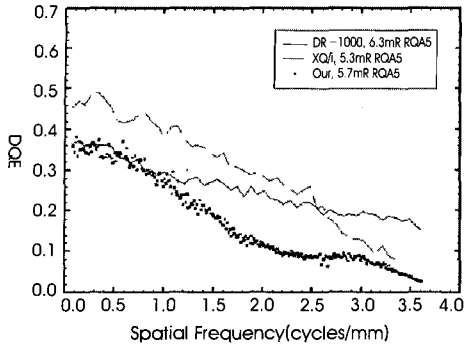


그림 8. 공간 주파수에 따른 DQE 측정 결과

Fig. 8. DQE measurement result at each detector for the spatial frequency change

Health (CDRH)에서 추천되는 ESE (Entrance Skin Exposure) 측정을 통해 평가하였고, 기존에 사용된 필름/스크린 방식과 비교하여 환자피폭을 약 5 % 정도 낮출 수 있다.

**B. MTF 측정 결과**

그림 5는 IEC에서 권고하는 RQA 5 조건을 이용하여 획득된 slit camera 영상이다. 그림 6은 이 실험에서 쓰인 직접 제작된 검출기와 다른 검출기에서 측정된 MTF 결과 이다. 서로 다른 검출기들의 비교는 픽셀의 aperture function에 근거하여 수행하였다.

본 논문에서는 제작된 디지털 방사선 영상 검출기에서 36 %, 홀로직사의 DR-1000은 58 %, GE사의 XQ/I에서 65 %로 각각의 MTF 값이 평가되었다. GE사의 XQ/I 제품에서는 Nyquist frequency가 200/μm 픽셀 피치에서 2.5 lp/mm였고, 다른 장비들에서 얻어진 3.5 lp/mm와 비교하여 약 38% 정도 성능이 향상된 것으로 평가되었다. 제작되어진 디지털 방사선 영상 검출기의 경우는 홀로직사의 DR-1000과 비교하여 같은 주파수에서 매우 다른 결과를 보이니, 간접 방식의 장비와는 유사한 성능을 나타냈다. 또한, 홀로직사와 GE사의 제품 비교를 통해, 홀로직사의 장비는 직접 방식으로 비정질 셀레늄을 광도전체로 사용하여 고전압을 이용해 전자-정공 쌍을 수집하여 영상을 획득하는데 간접방식의 경우보다 우수한 고유 해상도 특성을 나타내었으며, 이는 간접 방식의 경우 형광체에서 빛이 사방으로 산란되는 현상에 따른 해상도의 저하에 의한 것이다.

**C. NPS 측정 결과**

그림 7에서는 각각의 검출기에 대해서 같은 조건을 통해 획득한 NPS 결과들을 보여준다. 결과에서 보듯이, 홀로직사의 DR-1000 과 직접 제작한 디지털 방사선 영상 검출기의 경우에는 NPS가 각 공간 주파수에 대해서 큰 변화 없이 일정한 값을 갖는 것으로 나타났으나, GE사의 간접방식인 XQ/I 장비의 경우 공간 주파수가 증가함에 따라 NPS가 변화하는 경향을 보인다. 또한 본 연구에서 제작된 검출기의 경우, 홀로직사의 DR-1000과 비교하여 낮은 공간 주파수에서 큰 변화가 없이 유사한 값을 갖고 있음을 확인하였으나, 공간 주파수가 증가함에 따라 점진적으로 줄어드는 것을 확인하였다.

**D. DQE 측정 결과**

그림 8은 직접 제작한 검출기와 다른 검출기에서 측정된 DQE 결과들을 나타냈다. DQE 특성이 우수할수록 SNR이 높아지고, 따라서 환자에 대한 피폭 또한 줄일 수 있다. 제작된 검출기로 측정된 DQE 결과를 통해 공간 주파수가 증가함에 따라 점진적으로 DQE가 감소함을 확인하였으며, 이런 결과는 제작된 검출기의 공간 주파수에 대해서 MTF 값과 상당히 일치하는 것으로 분석되었다. 낮은 주파수 대역에서 간접방식의 XQ/I의 경우는 직접 제작된 검출기와 DR-1000 보다 더 좋은 특성을 나타냈으나, 공간 주파수가 증가함에 있어서는 급격히 줄어드는 현상을 확인하였다. DR-1000에 비해서 직접 제작된 검출기의 경우 공간 주파수가 증가함에 따라 DQE가 감소 비율이 더 큰 것을 확인하였고, 이런 현상은 고주파 대역에서 점진적으로 NPS가 감소하기 때문이라고 분석되었다. 본 논문에서 추론된 결과는 기존의 논문에서 보고되는 결과와 상당히 흡사함을 나타냈다[10][11].

**IV. 고찰 및 결과**

현재, 의료 방사선 디지털 검출기에 대한 연구, 특히 검출기 영상 성능 평가 부분에서 활발히 수행되고 있다 [12]. 본 논문에서는 비정질 셀레늄을 이용하여 디지털 방사선 검출기를 제작하였고, IEC에서 권고하는 방사선 영상의 질 평가기준에 따라 실험이 수행하였다. 영상의 질을 평가하는 요소 중에서 먼저, MTF는 검출기 Nyquist frequency에서 3.5 lp/mm에서 36 %로 보여 지며, DQE(0)는 35 %로 확인되었다. 이 결과는 기존의 film/screen 방식의 3.5 lp/mm에서 20 %와 비교하여 상당히 우수한 값으로 사료된다 [13][14]. 또한, 본 논문에서는 직접 제작한 검출기의 성능을 평가하기 위하여 홀로직사의 DR-1000과 GE사의 XQ/I와 비교하여 동일 조건에서 MTF, NPS, DQE를 측정하였다. 결과를 통해 의료영상의 해상도를 나타내는데 평가되는 MTF에 있어서 간접 변환 방식으로 제작된 검출기보다 직접 변환 방식으로 제작된 검출기가 훨씬 우수한 성능을 나타내며, 이는 간접 변환 방식의 경우 조사된 X선 광자에 대해서 빛의 산란으로 해상도가 떨어짐을 알 수 있다. DQE의 경우, 직접방식의 경우 낮은 주파수 대역에서 간접 변환 방식보다 더 우수함을 알 수 있었으나, 공간 주파수가 증가함에 따라 DQE가 급격히 떨어지는 현상을 확인하였다. 간접 변환 방식의 경우, CsI 형광체가 비정질 셀레늄보다 원자 번호가 높으므로 더욱 X선 흡수 효율이 높고 TFT를 통해 수집된 신호량 또한 높은 변환 효율에 의해서 향상되는 것으로 분석되었다. 임상에서 직접 사용되는 장비의 경우는 누설 전류에 대한 영향을 고려하여 물리적 영상 특성 평가가 이루어져야 한다. 본 논문에서는 RQA 5 조건을 통해 실험이 이루어졌고, 추가적으로 RQA 3, 7, 9의 조건에 대해 실험이 이루어진다면, 진단 방사선 영역에서 사용되는 다양한 에너지 대역에서 각각의 물리적 성능이 평가되어 더욱 확실한 결과를 얻을 것이다.

## 참고문헌

- [1] Zhao W and Rowlands J.A., "X-ray imaging using amorphous selenium: Feasibility of a flat panel self-scanned detector for digital radiology," *Med. Phys.*, vol. 22, pp.1595, 1995.
- [2] Tsukamoto A., Yamada S., Tomisaki T., Tanaka M., Sakaguchi T., Asahina H., and Nishiki M., "Development of a selenium based flat-panel detector for real-time radiography and fluoroscopy," *Soc. Opt. Eng., SPIE*, vol. 3336, pp.388-395, 1998.
- [3] Hunt D.C., Zhao W., and Rowlands I.A., "Detective quantum efficiency of direct, flat panel X-ray imaging detectors for fluoroscopy," *Soc. Opt. Eng., SPIE*, vol. 3336, pp.408-417, 1998.
- [4] James T. Dobbins III, *Handbook of Medical Imaging*, vol.1, Chap 3, SPIE press.
- [5] IEC6220-1:Medical Electrical Equipment-Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices-Part 1:Determination of the Detective Quantum Efficiency(International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland, 2003
- [6] J.T. Dobbins III, D.L. Ergun, L. Rutz, D.A. Hinshaw, H. Blume, D.C. Clark, "DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices," *Med. Phys.*, vol. 22, pp.1581-1593, 1995.
- [7] Ikuo Kawashita et al. "Development of an automated method for evaluation of sharpness of digital radiographs using edge method," *Physics of Medical Imaging*, vol. 4320, pp.331-338, 2001.
- [8] 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. Imaging*, vol. 11, pp.34-39, 1992.
- [9] John M. Boone, Thomas R. Fewell, Robert J. Jennings, "Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography," *Med. Phys.*, vol. 24, no. 12, pp.1863-1874, 1997.
- [10] P. R. Granfors and R. Aufrechtig, "Performance of a 41×41-cm<sup>2</sup> amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications," *Med. Phys.*, vol. 27, pp.1324-1331, 2000.
- [11] P.R.Granfors and R.Aufrechtig, "DQE(f) of an amorphous silicon flat panel x-ray detector," *Physics of Medical Imaging*, SPIE, vol. 3977, pp.2-13, 2000.
- [12] Wei Zhao, W.G. Ji, J.A. Rowlands and Anne Debrie, "Investigation of imaging performance of amorphous selenium flat-panel detectors for digital mammography," *Physics of Medical Imaging*, SPIE, vol. 4320, pp.536-546, 2001.
- [13] E.Samei and M.J.Flynn, "An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography system," *Med. Phys.*, vol. 30, pp.608-622, 2003.
- [14] P.Monnin, D.Gutierrez et., "Performance comparison of an active matrix flat panel imager, computed radiography system, and a screen-film system at four standard radiation qualities," *Med. Phys.*, vol. 32, pp.343-350, 2005.