

비정질 평판형 측정기를 이용한 디지털 방사선 영상의 특징

정회원 · 김정민¹⁾ · 정만희²⁾ · 임은경³⁾

인제대학교 서울백병원 · 고려대학교 보건과학기술대학¹⁾

연세대학교 대학원 의공학과²⁾ · 원자력 의학원³⁾

Imaging Characteristics of Digital Chest Radiography with an Amorphous Silicon Flat Panel Detectors

Jeong, Hoi-Woun · Kim, Jung-Min¹⁾ · Jeong, Man-Hee²⁾ · Im, Eun-Kyung³⁾

Department of Diagnostic Radiology, Inje university Seoul Paik Hospital,

Korea University Health science Raditechnology¹⁾,

Department of Medical Engineering, The Graduate School, Yonsei University²⁾,

Department of Diagnostic Radiology, Korea institute of radiological & Medical science³⁾

Abstract

The rapid development in digital acquisition technology in radiography has not been accompanied by information regarding optimum radiographic technique for use with an amorphous silicon flat panel detector. The purpose of our study was to compared imaging characteristics and image quality of an amorphous silicon flat panel detectors for digital chest radiography. All examinations were performed by using an amorphous silicon flat panel detector. Chest radiographs of an chest phantom were obtained with peak kilovoltage values of 60~150 kVp. Published data on the effect of x-ray beam energy on imaging characteristics and image quality when using an amorphous silicon flat panel detector. It is important that radiographers are aware of optimum kVp selection for an amorphous silicon flat panel detector system, particularly for the commonly performed chest examination.

Keyword : Digital Chest Radiography, Image Quality, Tube Potential

디지털 의료 영상기기는 빠르게 발전하고 있지만 의료 영상의 기술적 적용과 관리는 그에 미치지 못하고 있다. 이 연재는 비정질 평판형 측정기의 특성 및 이를 이용한 흉부 방사선 영상의 화질을 대하여 비교하였다. 모든 실험은 비정질 평판형 측정기를 사용하였으며, 흉부 팬텀을 사용한 흉부 방사선영상은 관전압 60~150kVp에서 획득하였다. 이에 본 실험을 통하여 획득된 비정질 평판

형 측정기의 특성과 이를 사용한 의료 영상의 질에 관련된 정보들을 보고하며, 이러한 정보는 비정질 평판형 측정기를 사용한 시스템에서 최적의 관전압의 선정에 효과적인 정보를 제공하며, 특히 일반적인 흉부 검사에 적용될 수 있을 것이다.

중심단어 : 디지털 흉부 방사선, 영상의 질, 관전압

I. 서론

최근 몇 년 동안 비정질 평판형 측정기를 사용한 디지털 방사선 기기가 눈에 띄게 발전하였으며, 이러한 빠른 발전은 의료영상은 새로운 가능성을 제시하게 되었다. 하지만 아직까지 필름과 스크린의 선택적 결합에 의해 사용한 기존에 필름-스크린 검사 방법과 크게 달라지지 못하고 있다. 하지만 디지털 방사선은 필름, 스크린과는 달리, 넓은 관용도와 높은 양자 검출 효율을 가지고 있다. 이러한 디지털 영상은 기존에 필름-스크린 검사 방법을 그대로 사용하는 것은 적합하지 않다.

이에 본 실험은 비정질 평판형 측정기의 물리적 특성 및 의료 영상 중 가장 검사 비중이 높은 흉부 단순 촬영의 영상의 물리적 특성을 분석하여 이 결과를 보고하는 바이다.

II. 실험 기구 및 방법

1. 실험 기구

본 실험은 Listem사의 DRS System을 사용하였다. Inverter방식의 고전압 발생장치이며 X-선관은 Toshiba

사의 LN-150을 사용하고 있다. 선량계는 Capintec사의 Ionization 30cc와 Model 20X5-60E electrometer를 사용하였다. 조직 등가 물질로 이루어진 인체 흉부 팬텀을 사용하였다. 영상분석은 Matworks사의 Matlab 7.0을 사용하였다.

1) Detector의 기본 특성

Trixeel사의 비정질 셀레늄을 사용한 평판형 측정기인 PIXIUM 4600을 사용 하였다. 이 측정기를 넓이가 43X 43cm²이고, pixel matrix는 3121X3121이다. pixel의 크기는 143μm이며, 영상 응답시간은 1.25sec, 출력 신호는 14bit이다.

2. 실험방법

1) Indirect Detector의 특성

평판형 검출기의 성능을 평가하기 위하여 여러 가지 특징들을 측정하였다. 측정된 특징은 선형성, MTF, NPS, DQE 등이다. 모든 실험은 IEC에서 권고한 IEC 62220-1의 RQA5와 IEC61267를 사용하였다.

Table 1. Listem DRS의 X선 발생장치의 특성

Inverter type High frequency generator	
X-ray generator voltage range	40~150kVp
Focal Spot	1.2 / 0.6mm
Permanent filtration	2.2mmAl EQ at 75kV

Table 2. Detector의 특성

Indirect conversion detector	
Detector material	CSI(Tl)
Nominal thickness	0.500mm
Pixel pitch	0.143mm
X-ray sensing surface (horizontal X vertical)	3121X3121(pixel) (43 X 43 cm ²)
Image readout time	1.25sec
Dynamic range	14bit

Table 3. IEC 62220-1 and IEC 61267

Technique	Filtration(mm Al)	HVL(mm Al)	kVp(Theoretical)	kVp	Em(keV)	Photon Fluence (photons/mm ²)
RQA3	2.5 Al+10 Al	3.767	50	51	39.3	203358
RQA5	2.5 Al+21 Al	7.047	70	74	54	285410
RQA7	2.5 Al+30 Al	9.330	90	93	64.3	298396
RQA9	2.5 Al+40 Al	11.55	120	120	76.8	283522

(1) 선형성 측정

X-선 발생장치와 평판 검출기의 선형성을 측정하였다. 노출 X-선 선량값과 평판 검출기에서 획득한 영상의 평균 화소 값과의 관계를 측정하였다. 평균 화소 값은 전체 영상의 내부 80% 영역의 화소 값들의 평균값을 취하였다.

(2) MTF 측정

MTF는 10 μ m두께의 슬릿을 갖는 슬릿 카메라를 사용한 방법으로 측정하였다. 획득한 영상을 Fujita의 MTF 분석법을 사용하여 MTF를 구하였다.

(3) NPS 측정

화이트 영상을 획득한 후 2D Fourier분석을 통하여 NPS를 측정하였다. 영상 획득 후 잡음 성분으로 변환하고 평균값으로 나눈 뒤, 2D FFT를 취하여 각 영역에 대한 상대 변동의 잡음 스펙트럼을 계산하였다.

$$NPS_{raw}(\mu, \nu) = \frac{\langle |FT(\mu, \nu)|^2 \rangle}{N_x N_y} \Delta x \Delta y$$

(4) DQE특성

DQE는 NEQ를 이상적인 입력 X-선의 SNR²으로 나누어 준 값이고, mR당 이상적인 SNR²의 추정 값은 q로 표시한다. DQE는 다음의 식으로 계산한다.

$$DQE(f) = \frac{G^2 \times MTF^2(f)}{q \times X \times NPS(f)}$$

여기서 G는 이득, q는 ideal SNR²/mR이고, X는 흡수 선량이다.

2) Chest Phantom image의 물리적 특성

X-선관과 평판형 측정기까지의 거리를 180cm로 맞추어 놓은 다음 평판형 측정기 앞에 인체 흉부 팬텀을 위치해 놓았다. 임상에서 사용되는 관전압 범위인 60kVp부터 150kVp까지 검사를 시행 하였으며 AEC(Automatic Exposure Control)를 사용하여 피폭선량을 동일하게 맞추어 영상을 획득하였으며 Ionization Chamber를 사용하여 표면선량을 측정하였다. 이때 평판형 측정기 표면에 들어가는 선량은 1.25mR이 되게 하였다. 실험 영상은 Listem사의 의료 영상 획득 Soft ware를 사용하여 출력 신호로부터 offset correction, gain correction, defect correction의 과정을 거쳐 Raw Data를 획득하여 영상의 특성을 구하였다.

(1) Histogram width

Raw Data 각 pixel값을 분석하여 Histogram을 나타내

었으며 그 최저값과 그 최고값의 범위를 계산하여 Histogram width를 측정하였다.

(2) SNR

Mediastinum, Lung, Heart, subdiaphragm에 각 1개의 ROI(Region of interest)와 5개의 surrounding ROI를 정하였다. ROI는 32X32의 정사각형으로 하였으며 총 1024pixel이다. SNR의 공식은 P.Doly의 방법을 사용하였으며 다음과 같다.

$$SNR = \frac{D_{mpv} - \bar{B}_{mpv}}{(\sigma_D^2 + \sigma_B^2)^{1/2}}$$

D_{mpv} : ROI의 평균 pixel 값

\bar{B}_{mpv} : surrounding ROI의 평균 pixel 값

σ_D : ROI pixel의 표준편차

σ_B : surrounding ROI pixel의 평균 표준 편차

(3) FOM(Figure Of Merit)

FOM은 SNR에 대한 환자의 상대적인 위험도를 나타낸 값으로 Dobbins, J. T.의 공식을 사용하였다.

$$FOM = \frac{SNR^2}{X_{inc}}$$

X_{inc} : x-ray exposure(skin dose)

(4) Contrast

서로 다른 두께를 가진 조직간의 신호값의 차를 구하여 조직대조도를 구한다.

조직만 존재하는 부위와 조직과 골 중복부위의 신호값의 차를 구하여 골대조도를 구한다.

조직 대조도와 골 대조도와의 비를 구하여 영상의 대조도를 구하며 Dobbins, J. T.의 공식을 사용하였다.

$$C_T/C_{BR} \quad C_T = \frac{I_{T=t} - I_{T=t+\Delta t}}{I_{T=t}}$$

$$C_{BR} = \frac{I_{T=t,B=0} - I_{T=t-\Delta t,B=\Delta t}}{I_{T=t,B=0}}$$

$I_{T=t}$: 조직의 두께가 t인 부분의 신호값

$I_{T=t+\Delta t}$: 조직의 두께가 t + Δt 인 부분의 신호값

$I_{T=t,B=0}$: 조직의 두께가 t이고, 골 중복의 없는 부위의 신호값

$I_{T=t-\Delta t, B=\Delta t}$: $I_{T=t, B=0}$ 와 동일한 조직의 두께에
서 골 중복부위의 신호값
조직의 두께가 $t - \Delta t$ 이고, 골의 두께가 Δt

III. 결과

1. Indirect Detector의 특성

Indirect Detector의 성능 측정 결과는 다음과 같다.

1) 선형성 측정

Fig. 1은 조사선량과 평균 검출기에서 획득된 영상의
화소 강도의 관계를 보여준다. X-선 발생장치의 설정 값
과 Indirect Detector에서 획득한 영상의 화소의 강도의
관계는 선량에 지수적으로 비례한 선형이다.

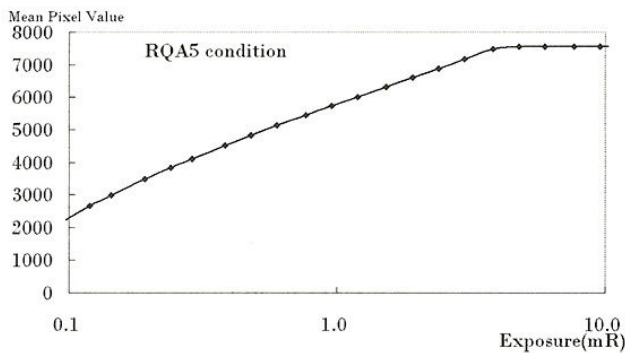


Fig. 1. 선형성-X-선 선량과 영상 화소 강도의 관계

2) MTF 측정

Fig. 2는 MTF측정을 위하여 슬릿 방법에 사용한 슬릿
카메라와 획득한 영상을 보여준다. Nyquist 주파수
(3.5lp/mm)에서 약 10% 정도의 값을 가진다.



Fig. 2. Slit Camera

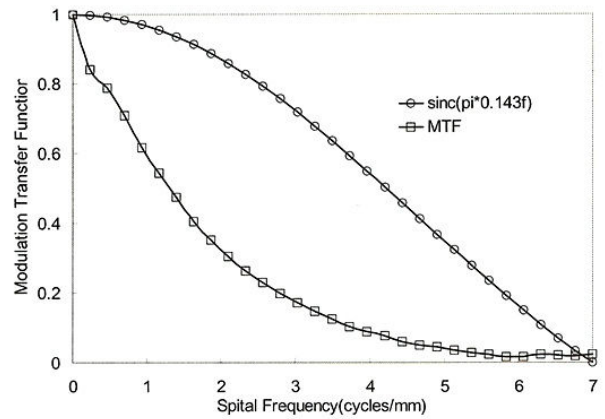


Fig. 3. MTF

3) NPS

Fig. 4는 정규화된 NPS의 그래프를 보여준다. NPS는
양자 잡음의 효과를 추정하는 것으로서 흡수 선량이 증가
하게 되면 X-선 양자의 개수가 많아지게 되므로 잡음
파워는 감소하게 된다.

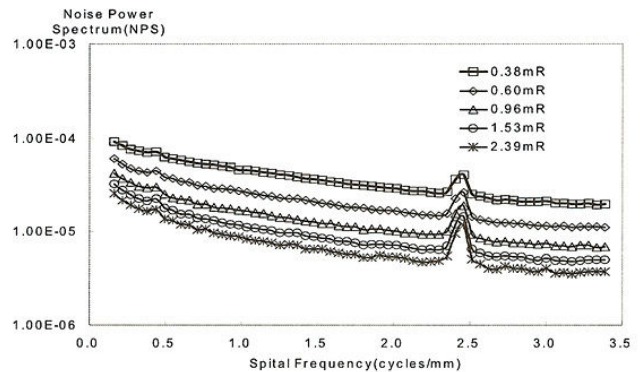


Fig. 4. Noise Power Spectrum(NPS)

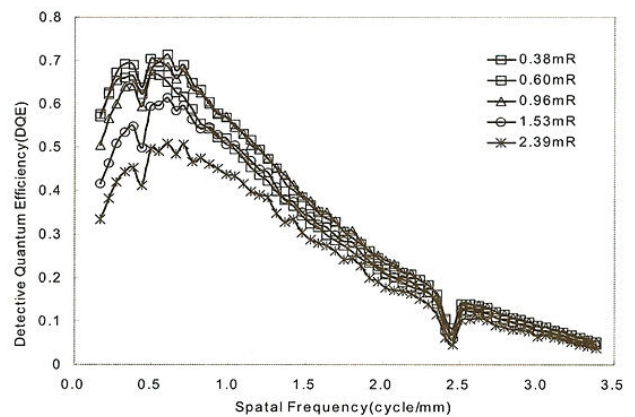


Fig. 5. Detective Quantum Efficiency(DQE)

2. Chest Phantom image의 물리적 특성

1) Histogram width

Fig. 6은 60kVp에서의 영상의 Histogram을 나타낸 것이다. Histogram width는 kVp가 증가 할수록 감소하며 120kVp 이상에서는 변화가 없이 일정한 값을 나타낸다 (Fig. 7).

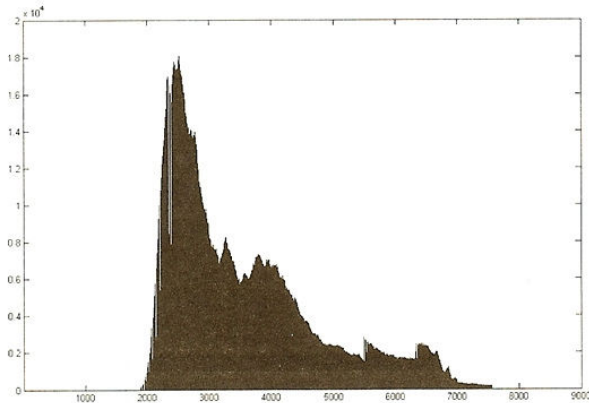


Fig. 6. 60kVp에서 영상의 Histogram

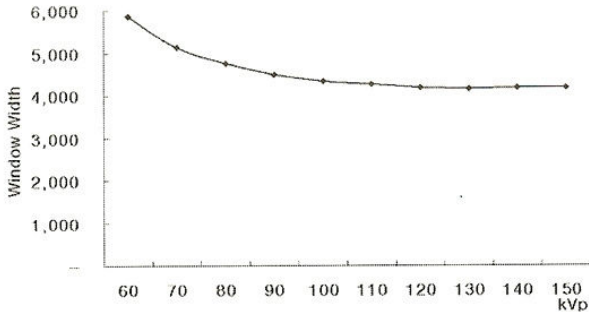


Fig. 7. kVp 변화와 Histogram width변화

2) SNR

SNR값은 각 부분별 서로 다른 경향이 나타난다. Heart에서는 SNR은 kVp가 증가함에 따라 그 변화는 거의 나타나지 않는 것으로 나타났다. Lung에서의 SNR은 kVp가 증가함에 따라 꾸준히 감소하여 150kVp에서의 SNR은 60kVp에서의 SNR에 175%이다. Mediastinum에서의 SNR은 80~90kVp에서 최고를 이루며 100kVp 이상에서는 kVp가 증가할수록 SNR은 점차 감소한다. 150kVp의 SNR은 80kVp에서의 SNR에 80%이다. Subdiaphragm은 kVp가 증가할수록 작은 변화로 SNR은 꾸준히 감소한다. 150kVp에서의 SNR은 60kVp에서의 SNR에 86%이다(Fig. 8).

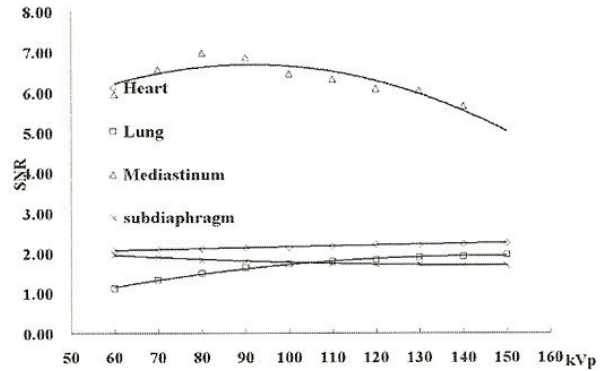


Fig. 8. kVp변화에 따른 SNR의 변화

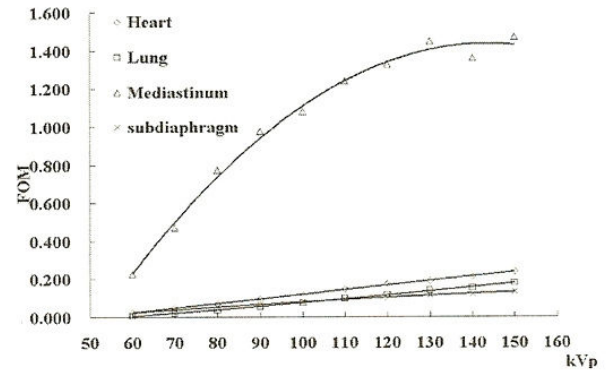


Fig. 9. kVp변화에 따른 FOM의 변화

3) FOM

FOM은 kVp가 증가할수록 각 부위별 차이가 있긴 하지만 증가하는 경향이 보인다. Heart와 Lung의 FOM은 kVp가 증가할수록 조금씩 증가하며 그 변화폭은 Subdiaphragm이 FOM이 kVp가함에 따라 변화하는 것보다는 큰 폭으로 증가한다. Mediastinum에서의 FOM은 120kVp까지는 kVp가 증가함에 따라 급격한 FOM의 증가가 보이며 120kVp이상에서는 그 증가폭이 감소하여 증가한다(Fig. 9).

4) Contrast

Contrast값은 각 부분별 서로 다른 경향이 나타난다. Heart에서의 Contrast는 kVp 증가할수록 증가하며 150kVp에서는 60kVp의 237%이다. Lung에서의 Contrast는 kVp에 증가할수록 작은 변화이지만 꾸준히 증가하며 150kVp에서는 60kVp의 130%이다. Subdiaphragm에서의 Contrast는 kVp증가함에 거의 변화 없이 일정하게 나타난다. 150kVp에서는 60kVp의 106%이다. Mediastinum에서의 Contrast는 90kVp까지는 증가하다가 90kVp이상에서는 일정하다(Fig. 10).

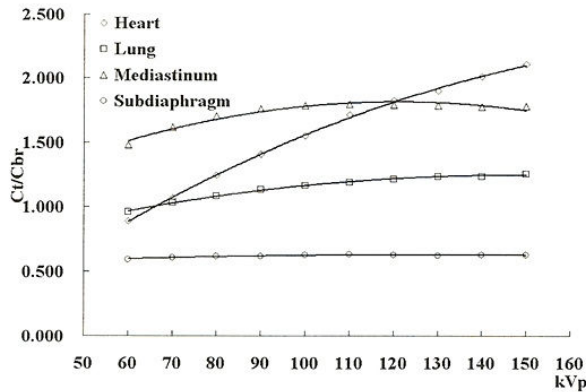


Fig. 10. kVp변화에 따른 Contrast의 변화

IV. 결론

비정질 평판형 측정기의 물리적 특성을 분석하였다. 조사선량이 증가함에 따라 신호값은 증가하며 그 들은 서로 지수적으로 비례한 것으로 나타났다. NPS에서 0.4와 2.4circle/mm 부근의 peak가 형성 되는데 이는 영상 처리 과정에서 발생하는 것으로 사료된다. 또한 DQE를 고려하였을 때 최적의 조사선량은 Detector 표면선량이 0.38~1.53mR인 것으로 나타났다.

디지털 흉부 방사선 관전압별 영상의 특성을 Histogram width, SNR, FOM, Contrast, 표면선량 등을 분석하여 조사하였다. 관전압의 변화에 따라 영상의 화질에 차이가 남을 알 수 있었다. 하지만 모든 조건에서 동일하게 나타나는 것이 아니며 각 장기마다 특이한 차이가 남을 알 수 있었다. 이에 각 검사 목적에 맞는 조건을 찾아 그를 적용하는 것이 바람직하다 할 수 있겠다.

디지털 의료 영상은 그 특성을 고려하여 각각의 특성과 영상의 목적을 기준으로 그에 맞는 영상 조건을 선택하는 과정이 필요하다. 본 실험은 시스템에서 생산된 Raw Data를 가지고 분석한 결과이다. 이것은 PACS (Picture Archiving communication System)영상에 바로 적용하기에는 몇 가지 한계가 있다. PACS에서는 EVP (Enhanced Visualization Processing)⁶⁾처리를 거친 영상이 사용된다. EVP는 EDR(Exposure Data Recognizer)와 계조처리(gradation processing)와 주파수처리(Spatial frequency Processing)의 영상 처리 과정을 거치기에 pixel이나 image 본래의 값이나 특성이 바뀌게 된다. 그렇기에 본 실험의 결과를 바탕으로 각 장비별 DICOM⁷⁾ 출력 영상의 특성을 분석하여 각 병원별 분석 적용하는 과정이 필요하다.

의료 영상의 디지털화는 그 목적에 따라 다양한 적용이 가능하다. 이러한 디지털 의료 영상의 정확하고 바른 사용을 위해서는 디지털 의료 영상의 평가와 관리 기준의 연구·확립이 더욱 필요하다.

참고문헌

1. Floyd.C.E., Warp.R.J. and Dobbins.J.T.: Imaging Characteristics of an Amorphous Silicon Flat-Panel Detector for Digital Chest Radiography. Radiology, 218, 683-688, 2001
2. Doyle.P., Martin.C.J. and Gentle.D.: Dose-Image Quality Optimisation in Digital Chest Radiography. Radiation Protection Dosimetry. 114(Nos 1-3), 269-272, 2005
3. Dobbins.J.T., Samei.E. and Chotas.H.G.: Chest Radiography: Optimisations of X-ray Spectrum for Cesium Iodide-Amorphous Silicon Flat-Plane Detector. Radiology, 226, 221-230, 2003
4. Chotas.H.G., Flyod.C.E., Johnson.G.A. and Ravin.C.E.: Quality Control Phantom for Digital Chest Radiography, Radiology, 202, 111-116, 1997
5. Math,E., Samei,E. and Peck,D.J.: Evaluation of a Quality Control Phantom for Digital Chest Radiography. J. App. Cin. Med Phys, 292, 90-101, 2001
6. 민정환 : 필터 합성을 이용한 CR system영상의 복합 잡음 제거에 관한 연구, 고려대학교 의용과학대학원 석사학위 논문, 2004
7. National Electrical Manufacturers Association. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) part 14:Grayscale Display Standard Function. PS 3.14, Rosslyn, Virginia:NEMA, 2000