▸원 저◂ ISSN 1226-2854

비정질 평판형 측정기를 이용한 디지털 흉부 방사선 영상에서의 효과적인 관전압 선택

— The Effect of X-ray Tube Potential on the Image Quality of Digital Chest Radiography with an Amorphus Silicon Flat Panel Detectors —

고려대학교 보건과학대학 · 인제대학교 서울백병원 진단방사선과[1] · 원자력 의학원 진단방사선과[2]

김정민 · 정회원[1] · 임은경[2]

— 국문초록 —

디지털 의료 영상의 빠른 발전은 새로운 기술-비정질 평판형 측정기- 에 대한 최적의 기술이 동행되지 못했다. 이번 실험으로 비정질 평판형 측정기를 사용한 흉부 방사선 영상의 대한 환자선량과 영상의 화질에 대하여 비교하였다. 모든 실험은 비정질 평판형 측정기를 사용하였다. 흉부 팬텀을 사용한 흉부 방사선영상은 관전압 60~150 kVp에서 획득하였다. 이번 실험을 통하여 획득된 비정질 평판형 측정기를 사용한 X-선 에너지에 대한 영상의 질과 환자선량에 관련된 정보들을 보고한다. 이 정보는 비정질 평판형 측정기를 사용한 시스템에서 최적의 관전압의 선정에 효과적인 정보를 제공하며, 특히 일반적인 흉부 검사에 적용될 수 있을 것이다.

중심 단어 : 디지털 흉부 방사선, 영상의 질, 관전압

Ⅰ. 서 론

의료 영상분야에서 디지털 기기의 비중은 빠른 속도로 증가하고 있으며 특히 비정질 평판형 측정기를 사용한 디지털 방사선 기기가 눈에 띄게 발전하였다. 하지만 아직까지 방사선 검사 방법은 필름과 스크린의 선택적 결합에 의해 영상의 화질을 조절하던 고전적인 방법에서 크게 벗어나지 못하고 있다. 하지만 디지털 방사선은 필름, 스크린과는 달리, 넓은 관용도와 높은 양자 검출 효율을 가지고 있기에 기존의 필름-스크린에서 사용하던 방법을 그대로 사용하는 것은 적합하지 않다.

*이 논문은 2005년 10월 25일 접수되어 2005년 11월 18일 채택 됨.

책임저자 : 정회원, (100-032) 서울시 중구 저동 2가
인제대학교 서울백병원 진단방사선과
TEL : 02-2270-0120, 011-9973-9250
E-mail : onewoun@hanmail.net

본 실험은 비정질 평판형 측정기를 사용한 디지털 방사선 기기의 관전압별 의료 영상에 대한 특성을 분석하였으며 의료 영상 중 가장 검사 비중이 높은 흉부 단순 촬영의 Histogram width, SNR(Signal to Noise Ratio), Contrast, 표면 조사선량 등을 분석하여 그 결과를 보고하는 바이다.

Ⅱ. 실험 재료 및 방법

1. 실험기기

본 실험은 리스템사의 DRS System으로 격자비(Grid ratio) 12 : 1의 격자(Grid)를 사용하였다. 평판형 측정기는 Trixell사의 Pixium 4600을 사용하였으며, 선량계는 Capintec사의 Ionization 30 cc와 Model 20X5-60E

electrometer를 사용하였다. 팬텀으로는 조직 등가 물질로 이루어진 인체 흉부 팬텀을 사용하였으며, 영상분석은 Matworks사의 Matlab 7.0을 사용하였다.

2. Detector의 특성[1)]

Trixell사의 Pixium 4600은 비정질 셀레늄을 사용한 Indirect Digital Radiography(IDR) 기기이며, 넓이는 43×43 cm^2이고, pixel matrix는 3121×3121이다. pixel의 크기는 143 μm이며, 영상 응답시간은 1.25 sec, 출력신호는 14 bit이다. Fig. 1은 Modulation Transfer Function (MTF), Fig. 2는 Detective quantum efficiency(DQE)를 각각 나타낸 것이다.

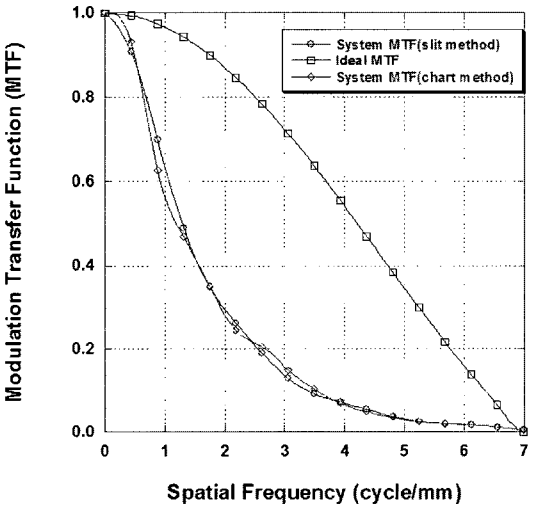

Fig. 1. MTF

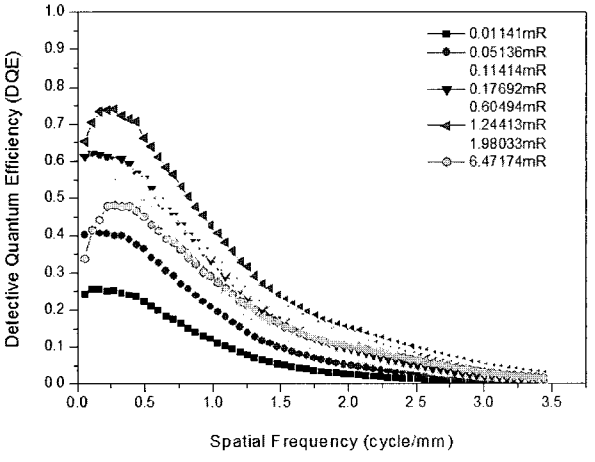

Fig. 2. DQE

3. 실험방법

X-선관과 편팡형 측정기까지의 거리를 180 cm로 맞추어 놓은 다음 평판현 측정기 앞에 인체 흉부 팬텀을 위치해 놓았다. 임상에서 사용되는 관전압 범위인 60 kVp부터 150 kVp까지 검사를 시행하였으며 AEC(Automatic Exposure Control)를 사용하여 피폭선량을 동일하게 맞추어(평판형 측정기 표면선량 1.25mR) 영상을 획득하였으며 Ionization Chamber를 사용하여 팬텀 표면선량을 측정하였다.

4. 영상의 획득

실험 영상은 리스템사의 의료 영상 획득 soft ware를 사용하였으며 이때 출력되는 raw data를 획득하였다. 획득한 영상은 noise가 함께 포함되어 있다. 이러한 noise를 제거하기 위하여 첫 번째로 평판형 측정기 외곽부위의 dad pixel을 제거 하여 raw data에서 3000×3000만을 영상 평가에 사용하였다. 두 번째로 획득한 영상에서 offset noise를 보정하였다(offset correction). 세 번째로 신호처리 범위에서 벗어난 비정상적인 값을 보정하였다(gain correction). 네 번째로 주변 신호 값과는 특이적으로 다른 신호를 주변 신호값과 맞추어 평균화 하였다(defect correction). 이렇게 하여 얻어진 raw data를 분석하여 영상의 특성을 구하였다.

5. 영상분석

1) Histogram width

Raw data 각 pixel값을 분석하여 histogram을 나타내었으며 그 최저값과 그 최고값의 범위를 계산하여 Histogram width를 측정하였다.

2) SNR[2-5)]

Lung, heart, mediastinum, subdiaphrgam에 각 1개의 ROI(Region of interest)와 5개의 surrounding ROI를 정하여 다음과 같은 식으로 SNR을 구하였다(ROI는 32X32의 정사각형으로 하였으며 총 1024 pixel이다).

$$SNR = \frac{D_{mpv} - \overline{B}_{mpv}}{\left(\sigma_D^2 + \sigma_{\overline{B}}^2\right)^{1/2}}$$

D_{mpv} : ROI의 평균 pixel 값

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

σ_D : ROI pixel의 표준편차

$\sigma_{\overline{B}}$: surrounding ROI pixel의 평균 표준 편차

3) FOM(Figure of Merit)[2,3]

FOM은 SNR의 피폭선량에 대한 상대적인 위험도를 나타낸 값으로 다음의 공식을 사용하였다.

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

SNR : Signal to Noise Ratio

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

4) Contrast[3]

연부 조직과 골 중부복위의 조직간의 대조도의 비로서 Contrast를 표현하였으며 다음의 식을 사용하였다.

C_T / C_{BR}

$$C_T = \frac{I_{T=t} - I_{T=t+\Delta t}}{I_{T=t}}$$

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

$I_{T\ t}$: 조직의 두께가 t인 부분의 신호값

$I_{T\ t+\Delta t}$: 조직의 두께가 t+△t인 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 두께에서 골 중복부위의 신호값

조직의 두께가 t-△t이고, 골의 두께가 △t

Ⅲ. 결 과

1. Histogram width

Fig. 3은 60kVp에서의 영상의 Histogram을 나타낸 것이다. Histogram width는 kVp가 증가 할수록 감소하며 120kVp 이상에서는 변화가 없이 일정한 값을 나타낸다(Fig. 4).

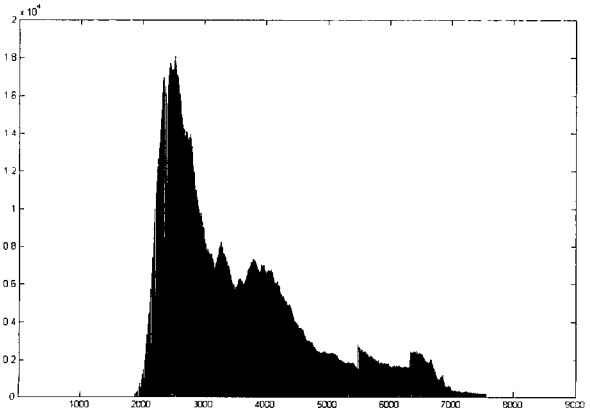

Fig. 3. 60 kVp에서 영상의 Histogram

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. 5).

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

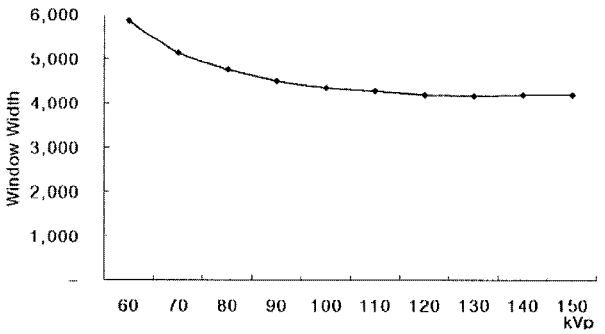

Fig. 4. kVp 변화와 Histogarm width변화

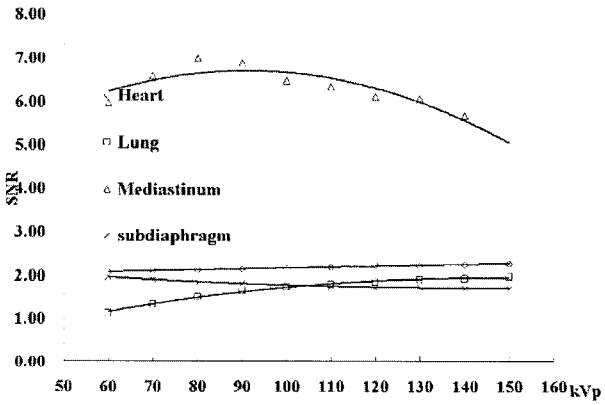

Fig. 5. kVp변화에 따른 SNR의 변화

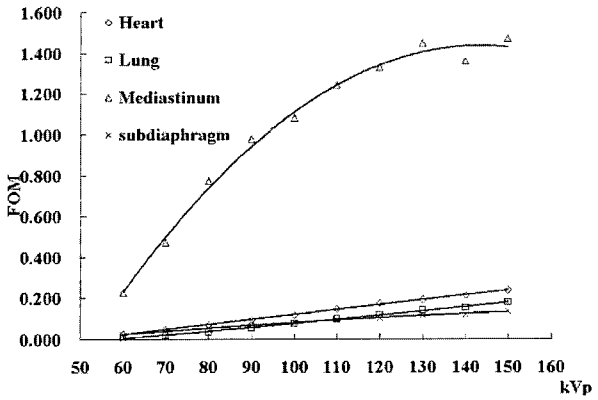

Fig. 6. kVp변화에 따른 FOM의 변화

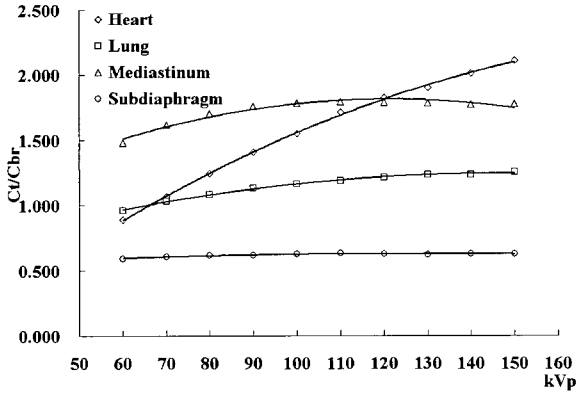

Fig. 7. kVp변화에 따른 Contrast의 변화

120kVp까지는 kVp가 증가함에 따라 급격한 FOM의 증가가 보이며 120kVp 이상에서는 그 증가폭이 감소하여 증가한다(Fig. 6).

4. Contrast

Contrast값은 각 부분별 서로 다른 경향이 나타난다. Heart에서의 contrast는 kVp 증가할수록 증가하며 150 kVp에서는 60kVp의 237%이다. Lung에서의 contrast는 kVp에 증가할수록 작은 변화이지만 꾸준히 증가하며 150 kVp에서는 60kVp의 130%이다. Subdiaphragm에서의 contrast는 kVp 증가함에 거의 변화 없이 일정하게 나타난다. 150kVp에서는 60kVp의 106%이다. Mediastinum에서의 contrast는 90kVp까지는 증가하다가 90kVp 이상에서는 일정하다(Fig. 7).

5. 표면선량

AEC를 사용하였기에 투과 후 선량의 값은 일정하다

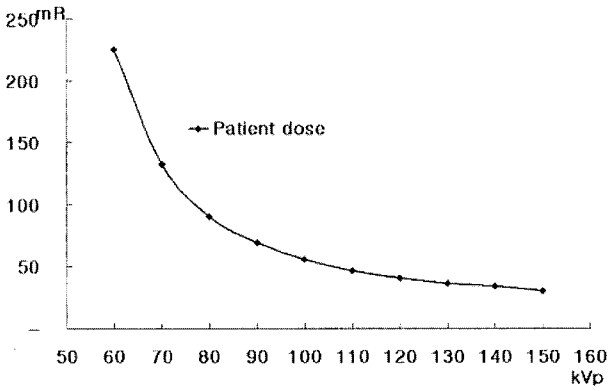

Fig. 8. kVp변화에 따른 Contrast의 변화

(1.25mR). kVp가 증가할수록 표면 선량은 급격히 감소하지만 120kVp 이상에서는 그 감소하는 폭이 줄어든다. 60kVp에서 표면 조사선량은 225mR이었고, 120kVp에서는 40mR이다. 또한 150kVp에서 표면선량은 30mR이다(Fig. 8).

Ⅳ. 결 론

디지털 흉부 방사선 관전압별 영상의 특성을 histogram width, SNR, FOM, contrast, 표면선량 등을 분석하여 조사하였다. 영상의 화질을 고려하면 120kVp에서 최적이 되며 그 이상의 관전압에서는 관전압이 증가함에 따라 영상의 화질의 증가폭이 적어지거나 오히려 감소함을 알 수 있었다. 피폭선량을 중심으로 관전압별 특성을 보아도 120kVp 이상에서는 피폭선량 감소폭이 적어진다.

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 gradation processing(계조처리)과 spatial frequency processing (주파수처리)의 영상 처리 과정을 거치기에 pixel이나 image 본래의 값이나 특성이 바뀌게 된다. 그렇기에 본 실험의 결과를 바탕으로 각 장비별 DICOM[7]출력 영상의 특성을 분석하여 각 병원별 분석 적용하는 과정이 필요하다.

의료 영상의 디지털화는 그 목적에 따라 다양한 적용

이 가능하다. 이러한 디지털 의료 영상의 정확하고 바른 사용을 위해서는 디지털 의료 영상의 평가와 관리 기준의 연구확립이 더욱 필요하다.

References

1. Floyd C.E., Warp R.J. and Dobbins J.T.: Imaging Characteristics of an Amorphous Silicon Flat-Panel Detector for Digital Chest Radiograpy, Radiology, 218, 683-688, 2001.
2. Doylw 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 Radiolography: 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 복합잡음 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.

• Abstract

The Effect of X-ray Tube Potential on the Image Quality of Digital Chest Radiography with an Amorphus Silicon Flat Panel Detectors

Jung-Min Kim · Hoi-Woun Jeong[1] · Eun-Kyung Im[2]

Dept. of Radiologic technology, College of Health Science, Korea University
Department of Diagnostic Radiology, Inje university Seoul Paik Hospital[1]
Department of Diagnostic Radiology, Korea institute of radiological & Medical science[2]

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

Key Words : Digital Chest Radiography, Image Quality, Tube Potential