

직접 및 간접변환 방식의 디지털 유방 X선 촬영시스템의 영상화질 비교 연구

연세대학교 보건과학대학 *방사선학과, †보건과학연구소,
‡분당서울대학교병원 영상의학과, §전북대학교 방사선과학기술학과

박혜숙*† · 오유나‡ · 조희정‡ · 김상태§ · 최유나*† · 김희중*†

본 연구의 목적은 직·간접 변환방식 검출기를 사용한 디지털 유방 X선 촬영시스템의 영상 화질을 비교하고 평가함에 있다. 영상의 정량적인 분해능을 나타내는 변조전달함수(MTF), 노이즈 특성을 나타내는 정규화된 잡음력 스펙트럼(NNPS), 그리고 신호 대 잡음비 성능을 나타내는 양자검출효율(DQE)인자를 이용하여 영상 화질평가를 하였다. DQE는 IEC 62220-1-2 규약에 따라 edge 팬텀을 사용한 MTF 도출을 이용하여 계산되었다. 대조도 대 노이즈비(CNR) 측정은 한국의료영상품질관리원에서 제시한 가이드라인에 따라 측정되었다. 직접 변환방식 검출기가 간접 변환방식 검출기에 비해 공간주파수별로 MTF와 DQE 값이 높은 것으로 측정되었다. 동일한 평균유선선량(AGD)일 때 직접 변환방식의 검출기는 더 높은 CNR값을 보였다. 공간주파수별로 높은 DQE 값을 갖는 직접 변환방식 검출기는 디지털 유방 X선 촬영시스템에 있어서 향상된 영상 화질과 적은 환자선량을 제공할 것이다.

중심단어: 디지털 유방 X선 촬영시스템, 직접 변환방식 검출기, 간접 변환방식 검출기, MTF, NNPS, DQE

서 론

디지털 유방 X선 촬영시스템의 검출센서로는 주로 전하 결합소자(Charged-Coupled Device) 카메라, 영상 수용체로써 비정질 셀레늄(Amorphous Selenium)광전도체 또는 비정질 실리콘(Amorphous Silicon)을 사용하는 TFT (Thin Film Transistor)방식의 평판형 검출기(Flat-Panel Detector)가 있다.¹⁾ 일반적으로 Solid state 기반의 평판형 검출기술이 각광을 받고 있으며, X선 변환방식에 따라 직접방식(direct)과 간접방식(indirect)으로 나뉜다.²⁻⁴⁾ 직접변환방식 검출기는 비정질 셀레늄과 같은 광전도성 물질이 사용된다. 이 층에서는 X선 에너지를 전기적 전하로 직접 변화시켜 전기장에 의한 capacitor에 수집된다(Fig. 1a). 간접변환방식 검출기의 경우 phosphor층에서 X선 에너지를 가시광으로 변환시킨 후, 생성된 가시광은 각 픽셀의 photodiode에서 검출되어 전기적

전하 형태로 capacitor에 저장된다(Fig. 1b).

본 연구에서는 임상에서 사용되고 있는 디지털 유방 X선촬영 시스템의 직접·간접변환방식의 검출기의 화질을 비교해보고자 한다. 화질 평가를 위해 영상 시스템의 전체적인 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR) 성능을 정량적인 수치로 나타내는 양자효율검출(Detective Quantum Efficiency, DQE)이 사용되었다. DQE는 변조전달함수(Modulation Transfer Function, MTF)와 정규화된 잡음력 스펙트럼(Normalized Noise Power Spectrum, NNPS)의 특성이 복합적으로 함축되어 있는 총괄적 영상 화질 평가인자로 공간주파수함수로 표현된다.^{3,4)}

재료 및 방법

1. 디지털 유방 X선 촬영시스템

1) 실험장비 구성: 본 연구에서는 Table 1에 명시된 디지털 유방 X선 촬영시스템이 사용되었다. 대부분 유방 X선 촬영시스템은 시스템 A (Table 1)와 같이 몰리브덴(Molybdenum, Mo) 타겟을 사용하는데 25~28 kVp 범위에서 평균 17.9와 19.5 keV의 몰리브덴 특성에너지를 얻어 유방의 높은 피사체 대조도 영상을 얻을 수 있다. 기존의 몰리브덴 타겟을 대신하여 텅스텐(Tungsten, W) 타겟을 사용한 시스

본 연구는 2010년도 교육과학기술부 원자력 연구개발사업의 원자력기초공동연구소 (BAERI:2010-0018503) 사업 지원에 의하여 이루어진 것임.

이 논문은 2010년 5월 24일 접수하여 2010년 6월 24일 채택되었음.
책임저자 : 김희중, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234번지 연세대학교 보건과학대학 방사선학과
Tel: 033)760-2475, Fax: 033)760-2815
E-mail: hjk1@yonsei.ac.kr

템 B (Table 1) 디지털 유방 X선 촬영시스템의 경우 가슴조직이 두꺼워 피폭선량이 큰 환자의 경우, 피폭량을 줄일 수 있다는 장점이 있다.⁵⁾

2) 직선성(linearity) 평가 및 반가층(half value layer, HVL): 디지털 유방 X선 촬영시스템의 직선성 및 반가층 평가를 위하여 압박판과 그리드를 제거하였다. 직선성을 평가하기 위하여 28 kVp의 관전압에서 가장 낮은 관전류부터 한단계씩 증가시켜가며 화소값이 포화(Saturation)될 때까지 영상을 획득하였다. Fig. 2과 같이 획득된 영상의 흉벽쪽에 10×10 cm²의 region of interest (ROI)를 설정하여 평균 화소값을 획득하였다.

HVL측정을 위하여, Al 감약체(순도 99%)의 두께를 증가시켜가며 측정하였다. 후방산란의 영향을 피하기 위해 유방 지지대로부터 위로 100 mm 떨어진 곳에 이온 챔버(Radcal 9095, Radcal, Crop., Monrovia, CA)를 위치시킨다. Al 감약체가 없을 때 측정된 값의 1/4 이하가 나올 때까지 측정을 반복하였다. Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Ag, W/Rh 조합에서 22 kVp부터 4 kVp씩 증가시켜가며 38 kVp까지 측정하였다.

2. MTF, NNPS 그리고 DQE 평가

1) MTF 측정 및 분석: MTF는 영상 시스템의 정량적인 분해능을 평가하는 중요 지표로써 주파수 전달함수로 표현된다. MTF는 line spread function (LSF)의 Fourier Transform을 통해 획득된다. 본 연구에서는 MTF 도출을 위해 edge 방법을 이용되었다. 검출기의 pixel pitch보다 더 미세한 샘플링 간격(effective sampling distance)을 갖는 composite ESF (edge spread function)를 획득하기 위하여 edge 패턴은 픽셀 matrix와 3°를 두고 위치시켰다. 샘플링 개수 n 그리고 유효 샘플링 간격 Δx는 각각 1/tan θ, pixel size/n으로 구할 수 있다.⁶⁾

2) NNPS 측정 및 분석: NNPS는 영상 시스템에서 발생하는 신호의 불확실성과 부정확도를 공간주파수상의 분포로 나타낸 것이다. NPS는 식(1)로 표현된다.⁷⁾

$$NPS(u_n, v_k) = \lim_{N_x N_y M \rightarrow \infty} \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot N_x N_y} \sum_{m=1}^M \left\langle \left| \frac{\sum_{i=1}^{N_x} \sum_{j=1}^{N_y} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j))}{\exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j))} \right|^2 \right\rangle \quad (1)$$

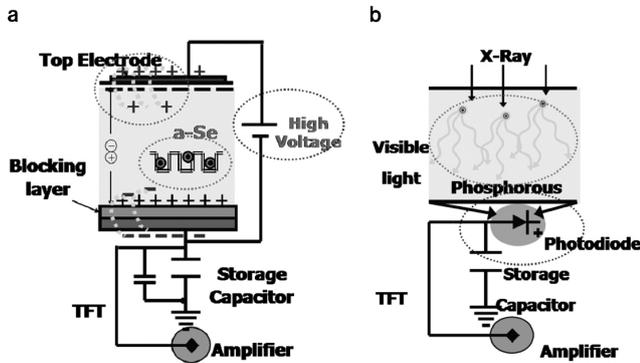


Fig. 1. Schematic of direct (a), indirect (b) conversion digital detectors.

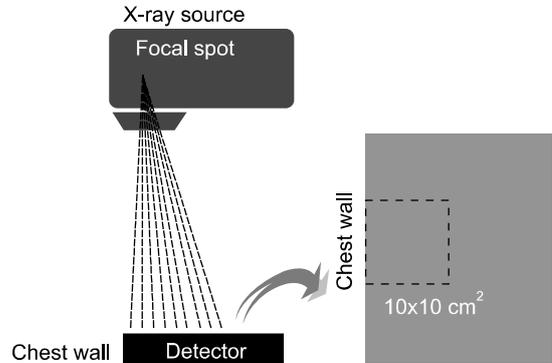


Fig. 2. Illustration of experimental set-up and position of ROI in white image for measuring linearity.

Table 1. Characteristics of mammography system (A) and system (B).

System	Model (Manufacturer)	Target/Filter in clinical use	Pixel dimensions	Detector type (Manufacturer)
A	Senographe 2000D (GE)	Mo/Mo Mo/Rh Rh/Rh	100 μm	Indirect CsI (Trixiell)
B	Prestige (Medi-Future)	W/Rh W/Ag	85 μm	Direct amorphous Se (Hologic)

여기서 I는 픽셀 값, S는 평균 픽셀 값 그리고 M은 ROI의 수를 말한다. $\Delta x, \Delta y$ 은 픽셀의 x, y축의 크기, N_x, N_y 는 x, y축의 픽셀 수를 나타낸다. NNPS 측정을 위해 검출기 위에 아무것도 없는 상태로 조사한 white 영상을 4장 획득하였다. 획득된 white 영상은 영상의 흥벽쪽에 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 크기의 ROI를 설정하였다. ROI는 9개의 sub_ROI로 분할한 후 overlapping시켰다. 9개의 sub_ROI는 원점을 기준으로 같은 거리에 있는 수치들을 평균함으로써 NPS의 신뢰도를 높였다.

3) DQE 분석: DQE는 photon fluence, 영상시스템의 영상처리 능력의 지표를 나타내는 MTF, 영상 시스템의 잡음 포함 정도를 나타내는 NNPS를 모두 고려함으로써, 영상시스템의 정량적인 평가를 할 수 있다.^{3,4)}

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

DQE는 위의 식(2)와 같이 정의된다. 여기서 G는 gain factor, q는 photon fluence 그리고 X는 조사선량을 말한다. 디지털 유방 X선촬영 시스템의 DQE 평가를 위해 IEC 62220-1-2 규약 중 RQA-M-4를 사용하였다.⁸⁾ 본 연구에서는 DQE를 계산하기 위해 자체 개발한 DQE calculator를 사용하였다. DQE calculator는 MTF, NNPS 그리고 DQE 계산을 모두 포함하고 있으며, Matlab compiler를 사용하여 작성된 독립형 응용프로그램이다.

3. CNR (Contrast-to-Noise Ratio)

CNR 평가는 한국의료영상품질관리원에서 제시한 가이드라인에 따라 측정되었다.⁹⁾ CNR평가를 위해 44 mm 두께

의(압박된 유방 42 mm와 흡사) ACR 팬텀(Accreditation Phantom, CIRS, Virginia, USA)이 사용되었으며, 동일한 선량으로 조사되었다. 시스템 A, B (Table 1)의 각기 다른 그리드(Grid)에 의한 영향을 제거하기 위해 영상획득 시 그리드와 압박판은 조사야에서 제거하였다. Fig. 3a와 같이 ACR 팬텀을 검출기의 흥벽 쪽 중심에 맞춰서 위치시킨다. 정확히 중심을 맞추기 위하여 $9 \times 9 \text{ cm}^2$ 의 조사야를 선택하여 조사야 내에 ACR 팬텀을 위치시킨 후 다시 조사야를 최대화시킨다. Fig. 3b와 같이 가장 큰 mass(12)중심에 원형 ROI를 설정하고, 동일한 크기의 원형ROI를 가장 큰 specks 그룹(7)과 가장 큰 mass(12)의 정 가운데에 설정하였다. CNR은 식(3)과 같이 표현된다. 여기서 μ_S, μ_{BG} 는 각각 신호와 배경의 평균 화소값이며, $\sigma_S^2, \sigma_{BG}^2$ 는 각각 신호와 배경의 화소의 분산값이다.

$$CNR = \frac{|\mu_S - \mu_{BG}|}{\sqrt{\frac{\sigma_S^2 + \sigma_{BG}^2}{2}}} \quad (3)$$

결 과

1. 직선성 및 반가층

Fig. 4는 본 연구에 사용된 디지털 유방 X선 촬영시스템의 직선성을 보여준다. 두 시스템 모두 선형시스템의 일반적인 특성을 보였다. A시스템의 Mo/Rh과 Rh/Rh 조합의 경우 유사한 기울기로 측정되었다. B시스템의 W/Ag 조합의 경우 상대적으로 급격한 기울기를 보였으며, 40 mAs에서

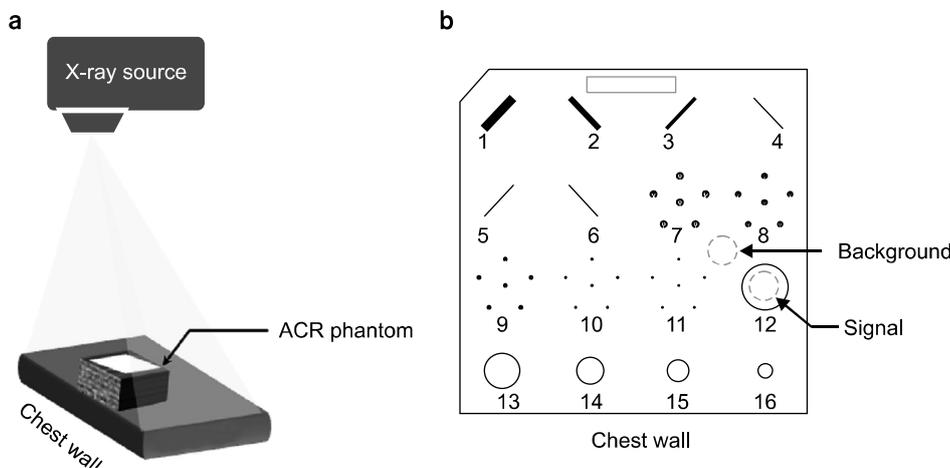


Fig. 3. Illustrations of experimental set-up for measuring CNR (a), ACR phantom (b) One of the most widely used phantom in mammography quality control.

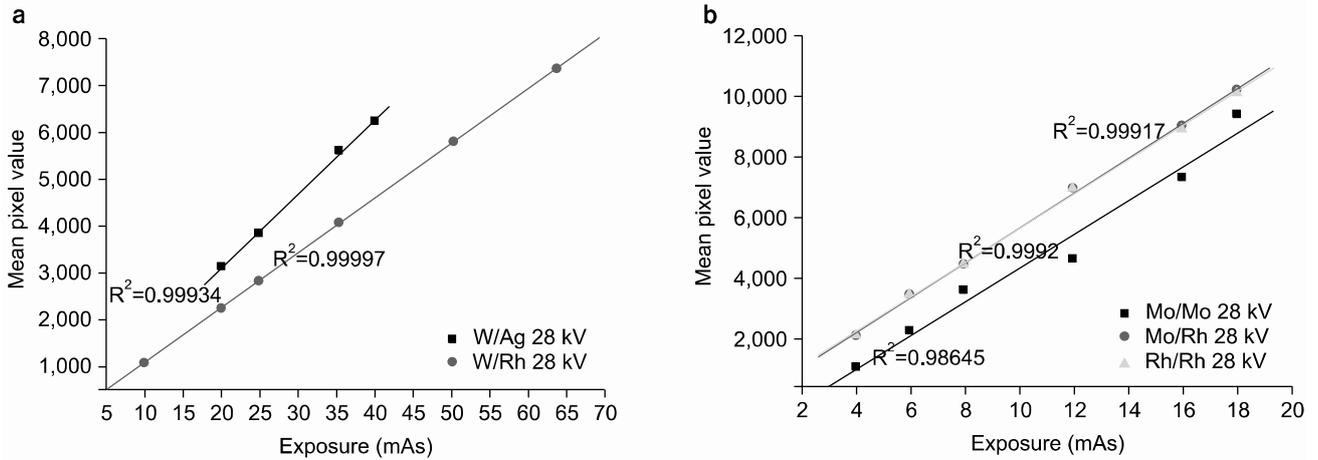


Fig. 4. The relationship between the mean pixel value and exposure for A (a) and B (b) system.

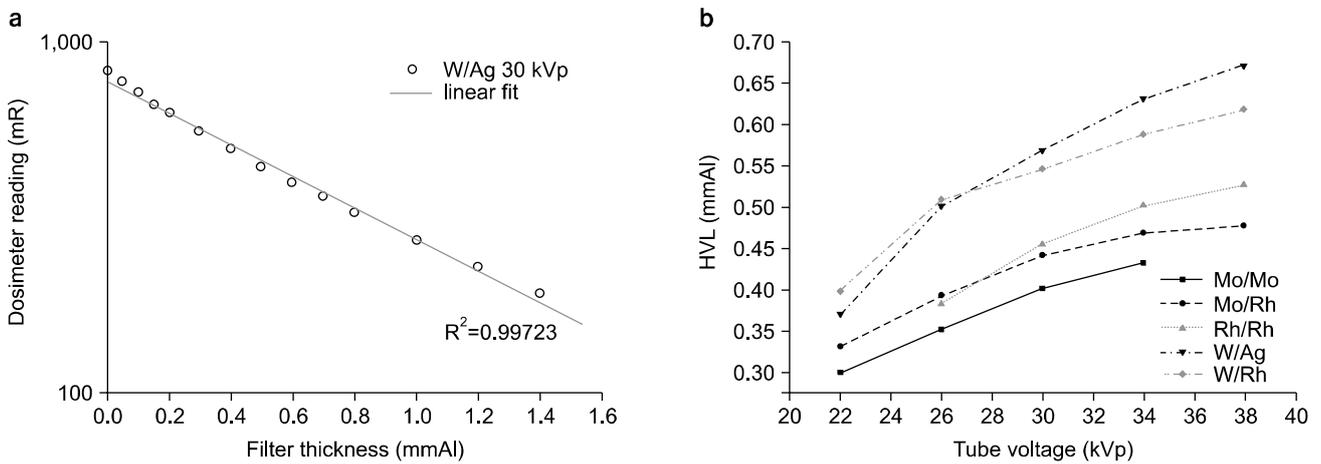


Fig. 5. Attenuation curve for the 1st HVL and 2nd HVL at W/Ag 30 kVp (a), 1st HVL curve according to tube voltage by measuring X-ray transmission as function of attenuator thickness (b).

화소값이 포화되었다.

두 시스템의 선질을 측정하기 위해서 HVL이 측정되었다. Fig. 5a는 B시스템의 W/Ag 조합 30 kVp의 관전압으로 조사하여 측정된 감약곡선이다. Interpolated HVL은 0.567 mmAl로 측정되었으며, 제 2반가층은 0.746 mmAl로 측정되었다. Homogeneity coefficient는 제 1반가층과 제 2반가층의 비로 정의되며, 0.76으로 계산되었다.

Fig. 5b에서 텅스텐 타겟이 장착된 시스템의 경우 관전압 증가에 따라 상대적으로 높은 HVL를 보였다. 27 kVp이상 일 때 W/Ag 조합이 W/Rh 조합에 비해 더 높은 HVL으로 측정되었다.

2. MTF, NNPS 그리고 DQE

Fig. 6는 두 시스템의 MTF 곡선을 보여준다. A시스템의 경우 나이키스트 주파수가 5 lp/mm로 계산되었으며, B시스템보다 공간주파수가 증가할수록 상대적으로 MTF가 큰 폭으로 감소하였다(Fig. 6a). 공간주파수 1, 2, 3 lp/mm일 때 A시스템의 경우 MTF는 85, 71, 54%, B시스템의 경우 94, 88, 80%로 측정되었다. 또한 A시스템의 MTF곡선은 낮은 공간주파수에서 low frequency drop (LFD) 현상이 발생하였다. MTF에서 LFD는 검출기내에서 발생한 산란된 X-ray 또는 빛의 산란에 의하여 획득된 edge spread function (ESF)의 tail부분에서의 신호변이(variation)에 의해 생성된다.²⁾ 또한 불균일한 X-ray 빔에 의해서도 영향을 받는다. B시스템은

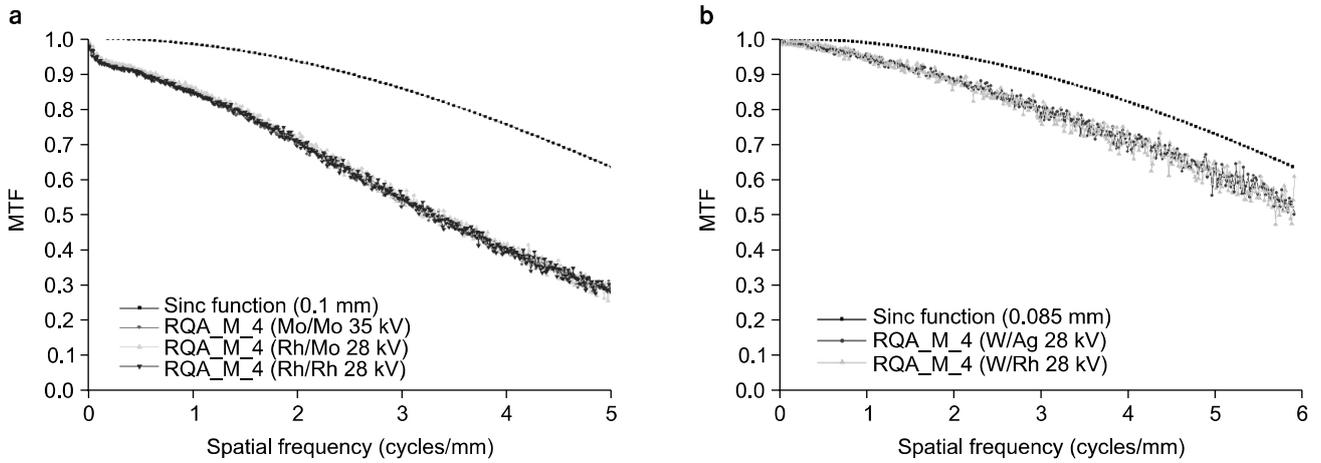


Fig. 6. MTF curves measured A (a) and B (b) systems at RQA_M_4.

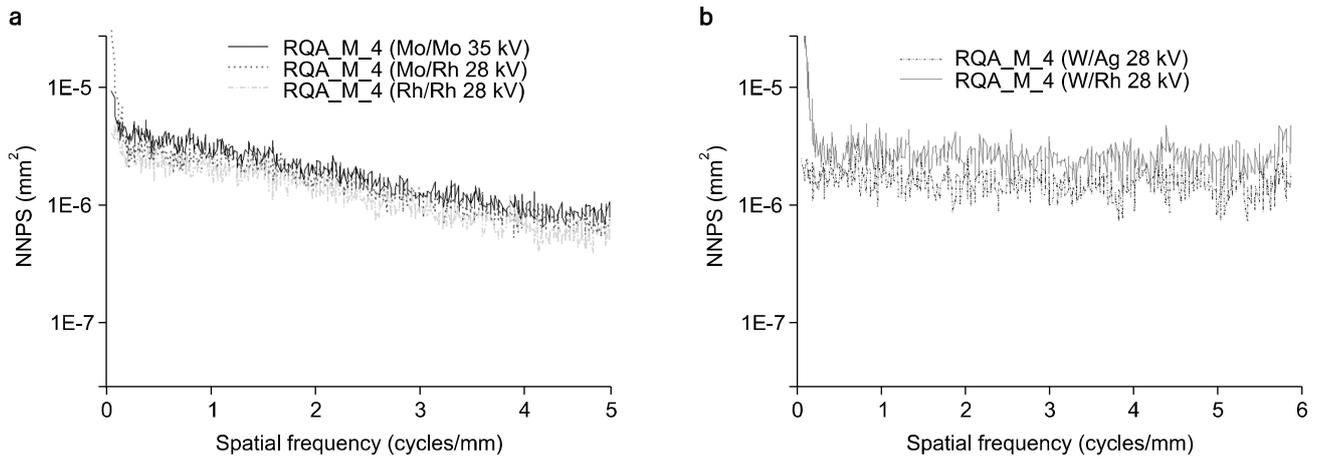


Fig. 7. One-dimensional NNPS curves measured A (a) and B (b) systems at RQA_M_4.

나이키스트 주파수가 5.88 lp/mm로 계산되었으며, MTF 곡선의 모양이 sinc function과 흡사하였다.

Fig. 7은 두 시스템의 NNPS 값을 보여준다. Fig. 7(a)의 경우 공간주파수 증가에 따라 NNPS 값이 점차적으로 감소하였다. 반면, (b)의 경우 공간주파수 증가에 따라 일정한 NNPS 값을 보였으며, (a)에 비해 상대적으로 높은 NNPS 값으로 측정되었다.

Fig. 8은 식 (2)을 통해 도출된 DQE곡선이며, polynomial fitting 되었다. 공간주파수 1, 2, 3 cycles/mm에서 A시스템의 경우 DQE 값이 46, 44, 39%로 측정되었으며, B시스템의 경우 64, 60, 53%로 측정되었다(Fig. 8). 직접변환방식 검출기가 사용된 B시스템의 경우 높은 DQE 효율을 보였다. A, B시스템 모두 공간주파수가 증가할수록 DQE 값이 떨어지는 것을 확인하였다.

Fig. 9는 0.646 mGy의 동일한 선량으로 A, B시스템을 통해 조사한 후 획득된 각각의 ACR 팬텀 영상을 보여준다. 육안으로 평가했을 경우 두 시스템 모두 specks 그룹은 3번째, mass는 4번째까지 구별되었다. 정량적인 분석을 하기 위하여 계산된 A, B시스템의 CNR은 각각 8.939, 10.615로 측정되었다.

고찰 및 결론

미국연방규정 part 900에 규정되어 있는 유방 X선촬영술 표준규격(MQSA, mammography quality standards act)에서는 30 kVp에서의 HVL을 최소 0.3 mmAl으로 규제하고 있다.¹⁰⁾ 본 연구에 사용된 A, B시스템의 Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag 조합의 30 kVp일 때 각각 0.401, 0.441, 0.453,

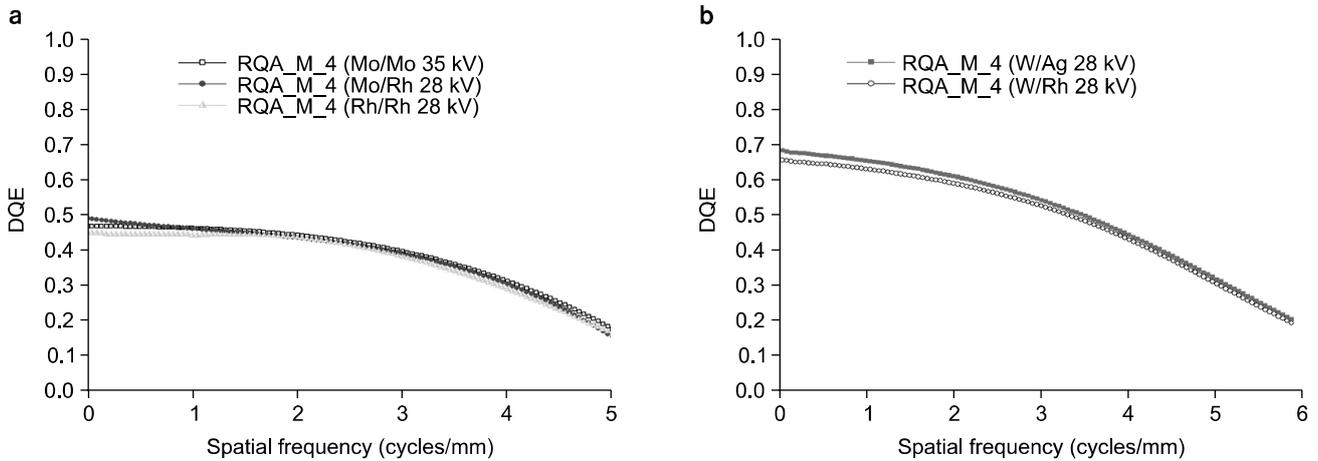


Fig. 8. DQE curves measured A (a) and B (b) systems at RQA_M_4.

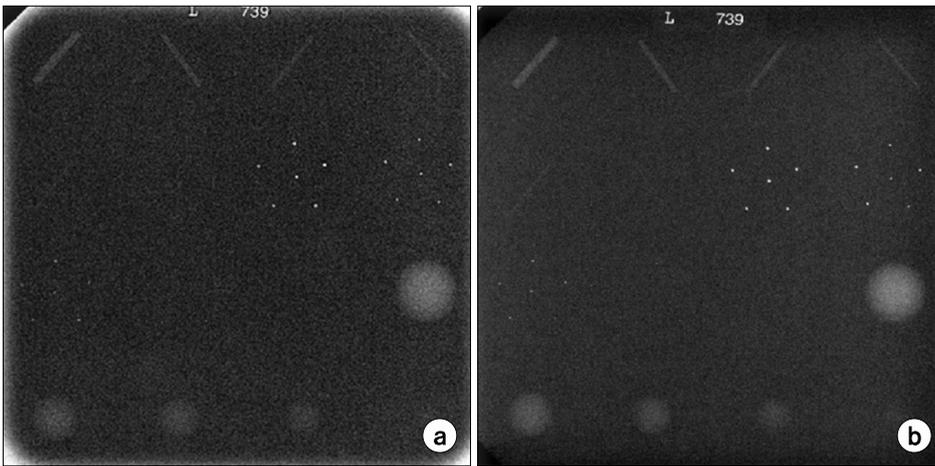


Fig. 9. ACR phantom images are taken with indirect (a) and direct (b) detector. The average glandular dose is 0.646 mGy. 4 masses, 3 specks and 5 fibers are clearly seen in all images.

0.544, 0.567로 측정되어 규약의 조건을 충족시켰다. HVL은 선질의 특성을 나타내는 지표로써 영상의 대조도 및 AGD 측정에 큰 영향을 미친다. Homogeneity coefficient는 X-ray 스펙트럼의 폭을 나타내는 지표로 0에서 1값으로 계산되며, 진단 방사선에서 쓰는 값은 0.7~0.9가 된다.¹⁰⁾ A, B시스템의 Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag 조합의 30 kVp 일 때 homogeneity coefficient는 0.864, 0.831, 0.772, 0.833, 0.760로 측정되었다. MTF는 정량적인 분해능을 평가하는 지표로써 간접변환방식 검출기에 비해 직접변환방식 검출기가 높은 값으로 측정되었다. 이는 직접변환방식 검출기의 경우 비정질 셀레늄에 입사한 X-ray 에너지가 전기적 전하로 직접 변화되어 수집됨으로써 분해능의 손실이 거의 없는 영상을 만들기 때문이다. 반면 간접변환방식 검출기의 경우 X-ray 에너지를 빛으로 변환시킨 후, 생성된 빛을

photodiode에서 검출하여 전기적 전하 형태로 수집하는 원리로써 빛의 확산으로 인해 영상의 분해능은 떨어지게 된다. 간접변환방식 검출기의 경우 직접변환방식 검출기보다 높은 X선 변환효율을 갖는다. 이로 간접변환방식 검출기는 직접변환방식 검출기에 비해 상대적으로 좋은 노이즈 특성을 보인다(Fig. 8). 고해상도를 갖는 직접변환방식 검출기의 DQE 효율이 간접변환방식 검출기에 비해 높게 측정되었다. 본 연구에 사용된 두 시스템에 동일한 선량으로 조사 후 CNR 분석한 결과 직접변환방식 검출기가 더 높은 CNR 값을 보였다. 높은 DQE 효율을 갖는 검출기의 경우 동일한 선량으로 조사 시 더 나은 화질의 영상을 획득할 수 있다. 즉, 직접변환방식 검출기 적용 시 환자의 피폭선량을 줄일 수 있다는 것이다.

이처럼 적은 방사선량으로 양질의 영상을 획득하기 위해

지속적으로 영상 검출기에 대한 개발이 이루어져야 할 것이며, 최적의 의료 서비스를 제공하기 위하여 개발된 검출기에 다양한 응용분야에 대한 검증도 함께 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Robert S. Saunders Jr, Samei E, Jonathan L. Jesneck, Joseph Y. Lo: Physical characterization of a prototype selenium-based full field digital mammography detector. *Med Phys* 32:588-599 (2005)
2. Monnin P, Gutierrez D, Bulling S, Guntern D, Verdun FR: A comparison of the performance of digital mammography systems. *Med Phys* 34:906-914 (2007)
3. Samei E, Flynn MJ: An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys* 30:608-622 (2003)
4. Samei E, Flynn MJ, Chotas HG, Dobbins JT III: DQE of direct and indirect digital radiographic systems. *Proc SPIE* 4320: 189-197 (2001)
5. Ioannis Sechopoulos, Carl J. D'Orsi: Glandular radiation dose in tomosynthesis of the breast using tungsten targets. *J Appl Clin Med Phys* 9:161-171 (2008)
6. Samei E, Ranger NT, Dobbins JT III, Ying Chen: Inter-comparison of methods for image quality characterization I. modulation transfer function. *Med Phys* 33: 1454-1465 (2006)
7. Dobbins JT III, Samei E, Ranger NT, Ying Chen: Inter-comparison of methods for image quality characterization II. Noise power spectrum. *Med Phys* 33: 1466-1475 (2006)
8. International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment-Characteristics of digital x-ray imaging devices-Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency-mammography detectors (IEC 62220-1-2, Geneva, Switzerland, 2005)
9. 팬텀영상검사기준: 한국의료영상품질관리원 (2007)
10. ACR Standards Res. 21: American college of radiology (1998)

Comparison Study of Image Quality of Direct and Indirect Conversion Digital Mammography System

Hye-Suk Park^{*†}, Yuna Oh[†], Hee-Jeong Jo[†], Sang Tae Kim[§], Yu-Na Choi^{*†}, Hee-Joung Kim^{*†}

*Department of Radiological Science, College of Health Science and [†]Research Institute of Health Science, Yonsei University, Wonju, [‡]Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital, Seongnam, [§]Department of Radiation Science & Technology, Chonbuk National University, Jeonju, Korea

The purpose of this study is to comprehensively compare and evaluate the characteristics of image quality for digital mammography systems which use a direct and indirect conversion detector. Three key metrics of image quality were evaluated for the direct and indirect conversion detector, the modulation transfer function (MTF), normalized noise power spectrum (NNPS), and detective quantum efficiency (DQE), which describe the resolution, noise, and signal to noise performance, respectively. DQE was calculated by using a edge phantom for MTF determination according to IEC 62220-1-2 regulation. The contrast to noise ratio (CNR) was evaluated according to guidelines offered by the Korean Institute for Accreditation of Medical Image (KIAMI). As a result, the higher MTF and DQE was measured with direct conversion detector compared to indirect conversion detector all over spatial frequency. When the average glandular dose (AGD) was the same, direct conversion detector showed higher CNR value. The direct conversion detector which has higher DQE value all over spatial frequency would provide the potential benefits for both improved image quality and lower patient dose in digital mammography system.

Key Words: Digital mammography system, Direct conversion detector, Indirect conversion detector, MTF, NNPS, DQE