

CR 시스템의 종류와 I.P 크기에 따른 정량적 영상특성평가

연세대학교 보건과학대학 *방사선학과, †보건과학연구소, ‡지이헬스케어코리아

정지영*† · 박혜숙*† · 조효민*† · 이창래*† · 남소라‡ · 이영진*† · 김희중*†

최근 의료영상저장 및 전송 시스템(Picture Archiving and Communication System, PACS)의 발전과 함께 디지털 영상의 발전이 가속화 되면서, 특히 기존의 아날로그 시스템을 활용할 수 있는 컴퓨터 X-선 촬영(Computed Radiography, CR)의 활용도가 높아졌다. 본 연구에서는 실제 임상에서 사용되고 있는 Agfa CR system (Agfa CR 2.5; Agfa, Belgium)과 Fuji CR system (FCR 9000C; Fuji, Japan)을 이용하여 영상의 정량적 평가에 널리 사용되고 있는 변조전달함수(Modulation Transfer Function, MTF), 잡음력스펙트럼(Noise Power Spectrum, NPS), 양자검출효율(Detective Quantum Efficiency, DQE)을 통해 시스템간의 성능 비교 및 I.P (Imaging Plate) 크기별 픽셀 크기 차이 및 선량의 변화에 의한 화질영향을 정량적으로 평가하였다. X-선 영상 획득실험을 위하여 국제표준인 IEC 61267에서 제공하는 RQA5의 선질(Additional Filter 0.7+21 Al[mm], 71[kVp])을 사용 하였다. 실험 결과 Agfa CR 시스템의 경우 10% 응답의 MTF는 8×10 inch와 14×17 inch I.P에서 각각 3.9, 2.8 cycles/mm으로 측정되었으며, Fuji CR 시스템의 경우 각각 3.4, 3.2 cycles/mm로 측정되었다. 선량의 변화에 따른 MTF도 측정결과, 두 시스템 모두 선량변화에 따른 MTF의 차이는 크지 않았으며, MTF 10% 응답 주파수 영역도 거의 같은 것을 확인 하였다. 이러한 결과를 통하여 선량은 영상의 해상력 및 MTF에는 큰 영향을 미치지 않는 것을 확인 하였다. NPS의 경우 Agfa CR 시스템의 100 μm 픽셀 크기를 갖는 8×10 inch I.P와 150 μm 픽셀 크기를 갖는 14×17 inch I.P사이에서 큰 차이가 없었다. 또한 두 시스템 모두 선량이 증가할수록 NPS가 좋아지는 결과를 나타내었다. 진단가능영역인 1.5 cycles/mm 주파수 영역에서 DQE의 효율 측정결과 Agfa CR 시스템의 8×10 inch I.P가 11%로 측정되었으며, 14×17 inch I.P는 8.8%로 측정되었다. Agfa CR 시스템의 DQE 효율 차이는 고주파수 영역에서 두드러지게 나타났다. Fuji CR 시스템의 경우 I.P 크기별 픽셀 크기는 100 μm로 동일하였기 때문에 DQE 효율 측정결과 큰 차이를 보이지 않았다. 또한 두 시스템 모두 선량이 증가할수록 DQE 효율은 감소함을 나타내었다. 화질평가의 복합적인 요소를 담고 있는 DQE 측정은 장치의 성능을 점검하고, 환자의 피폭선량을 개선시키는데 중요한 역할을 한다. 본 연구에서는 Agfa CR 시스템과 Fuji CR 시스템의 픽셀 크기별, 선량별 DQE를 측정함으로써 CR 시스템의 임상적 응용의 최적화를 위한 기초 자료로서 이용될 것으로 판단된다.

중심단어: CR 시스템, MTF, NPS, DQE

서 론

일반 X-선 촬영 분야에 처음으로 디지털 방식이 도입된 것은 1980년대에 일본 후지사가 상용화시킨 CR 시스템을 사용하면서부터다. 그 이후 드럼 방식의 셀레늄 검출기가 출현하고, 뒤를 이어 TFT (Thin Film Transistor) 방식의 평판형 검출기가 출현하면서 DR의 유망기술로 인식되었다.¹⁾

최근 PACS의 발전과 함께 디지털 영상의 발전이 가속화 되면서, 기존의 필름에 의존하는 영상획득 방식을 대신하여 컴퓨터 X-선 촬영(Computed Radiography, CR)시스템 및 디지털 X-선 촬영(Digital Radiography, DR)시스템의 연구 개발이 활발히 이루어지고 있다.²⁾ 디지털 장치를 통한 영상의 획득은 영상의 후처리 기능, 서버를 통한 영상 저장 공간의 축소, 컴퓨터를 통한 환자 영상 검색의 간편화, 필름 시스템 이용 시 필요하였던 현상실의 불필요, 필름, 현상액등의 환경 오염물질 배출의 감소 등의 장점이 알려지면서 현재 거의 모든 병원에서 디지털 영상을 통한 진단이 이루어지고 있다.³⁾ 특히 CR 시스템은 기존의 X-선 발생부를 그대로 사용하고 카세트 위치에 I.P (Imaging Plate)를 대치시키므로 DR 시스템에 비해 상대적으로 초기 시스템 구축비용이 저렴하여 그 활용도가 높다. CR시스템은 기존의

본 연구는 2007년도 과학기술부 원자력 연구개발사업의 방사선 기술개발 사업 지원에 의하여 이루어진 것임.
이 논문은 2008년 1월 14일 접수하여 2008년 3월 13일 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

필름/증감지 대신에 휘진성 형광체를 도포시킨 I.P를 사용한다.³⁾ I.P는 리더기 내에 장착되어 있는 나트륨 램프에 노출시켜 기억되었던 영상정보를 지운 후에 재사용이 가능해진다.^{1,3)} 소모형 필름에 비하여 I.P는 반복 횟수가 8,000~10,000번 정도로 재사용이 가능하여 기존 방식에 비하여 시스템 유지비용이 저렴하다. 또한 DR 시스템의 경우 디텍터와 워크스테이션, 방사선 발생장치가 상호 연동되어야 하므로 고정형 시스템이 대부분이지만, CR 시스템의 경우 응급 환자이거나 거동이 불편한 환자를 위한 이동형 방사선 촬영의 경우 I.P만 가져가 촬영 후 I.P 리더기로 현상하여 워크스테이션 및 PACS를 활용하여 판독을 하면 되기 때문에 임상에서 유용하게 사용되고 있다.

이처럼 디지털 방사선영상 시스템에서 CR 시스템은 더 대중화되어 있지만 환자의 피폭을 감소시킬 수 있는 방법인 영상 화질평가는 미흡한 것으로 보여진다.¹⁾ 따라서 본 연구에서는 실제 임상에서 활용되고 있는 두 CR 시스템을 이용하여, 각 시스템의 성능을 변조전달함수(Modulation Transfer Function, MTF), 잡음력스펙트럼(Noise Power Spectrum, NPS), 양자검출효율(Detective Quantum Efficiency, DQE)을 활용측정하여 정량적 평가를 수행하였다. 또한 각 시스템에서 활용하고 있는 I.P 크기별 픽셀크기가 영상의 정량적 특성평가에 어떠한 영향을 미치는지 측정하고, 선량의 변화가 영상의 정량적 특성과 어떠한 관계가 있는지 평가하였다. 이를 통해 CR 시스템의 임상적 응용의 최적화를 위한 기초자료로서 이용될 것으로 판단된다.

재료 및 방법

본 연구에서는 X-선 영상 획득을 위하여 IEC 61267의 RQA 5의 실험조건(Additional filtration 0.7+21 Al[mm], 71[kV_p])의 선질을 사용하였다. 각 시스템 I.P의 픽셀크기를 측정하기 위하여, 실제 크기가 10×10 cm의 정사각형의 피사체를 촬영하였다.

촬영한 영상을 현재 연세대학교 방사선학과에 구축되어 있는 PACS를 이용하여 1 cm당 실제 몇 개의 픽셀이 포함

되어있는지를 확인하여, I.P의 픽셀크기를 계산하였다(Fig. 1). 본 연구에서 사용한 시스템과 각 시스템 I.P 크기별 픽셀 크기는 다음 Table 1과 같다.

1. 변조전달함수(Modulation Transfer Function, MTF)

MTF란 검출기의 입력 신호를 정확히 전달받아 정보로써 기록능력을 평가하는 것을 말하는 것으로 영상 시스템의 특징뿐만 아니라 MTF 측정 시의 실험 환경까지 고려한 것이다. 어떠한 검출기가 유효 측정범위와 근접하는 MTF를 가졌다고 하는 것은 원래정보를 충실히 표현하는 해상력과 선예도가 높다는 것을 나타낸다. 해상력이란 인접해 있는 두 점을 시스템을 통해 획득한 영상에서 구별할 수 있는 능력의 한계를 나타내는 것으로 영상시스템의 성능평가의 중요 지표가 된다.³⁾ 본 연구에서는 MTF측정을 위하여 폭 10 μm, 길이 5.5 mm, 두께 1.5 mm의 텅스텐으로 만들어진 slit camera를 사용하였다(Fig. 2).

Slit camera를 사용하는 Slit method는 식(1)을 활용하여 LSF (Line Spread Function)의 푸리에 변환을 통해 slit의 축에 수직한 MTF를 결정하게 된다. Slit camera에 약간의 각을 주어 영상을 획득함으로써, 픽셀과 픽셀 사이의 거리보다 더 미세한 sampling 간격을 가지는 composite LSF를 구한다. 본 연구에서 Radon transform을 이용하여 3도의 slit camera 각도와 사용할 19개의 sampling 수를 결정하였다.^{4,5)}

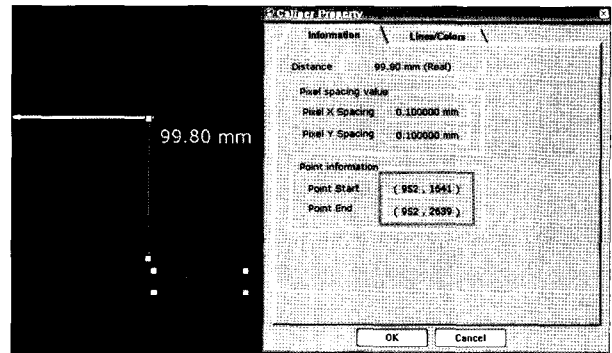


Fig. 1. I.P pixel size measured by PACS viewer.

Table 1. Specification of the CR system.

Phosphor screen	FCR 9000C		Agfa 2.50	
Digital matrix (Pixels)	2,000×2,510	3,520×4,280	1,950×2,460	2,320×2,828
Image size (Inchs)	8×10	14×17	8×10	14×17
Pixel pitch (μm)	100×100	100×100	100×100	150×150

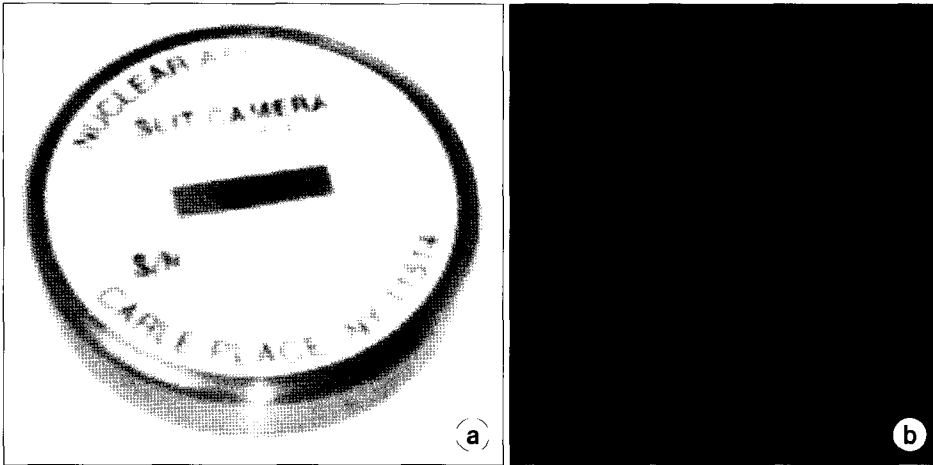


Fig. 2. Slit camera (a) and Image of a slit camera for MTF calculation (b).

실험 시 발생하는 산란선 역시 시스템의 성능 평가를 결정하는 요인이자 시스템의 고유특성으로 간주하여 slit camera 촬영 시 추가적으로 납을 이용하여 slit camera 주위를 차폐시키지 않았다.

$$MTF(f) = |FT\{LSF(x)\}| \quad (1)$$

2. 잡음력스펙트럼(Noise Power Spectrum, NPS)

NPS란 잡음의 공간주파수 상의 분포를 나타낸다. 잡음은 영상 시스템에서 발생하는 신호의 불확실성과 부정확도를 나타낸다.⁶⁾ 본 실험에서는 NPS 측정을 위하여, IEC 61267을 참고하여, MTF 측정 시와 동일한 환경에서 실험을 하였다. NPS는 I.P위에 object 없이 X-선을 조사하여 획득한 white image를 이용하여 계산 할 수 있다. 본 실험에서는 획득한 1,280×1,280 matrix 크기의 영상을 총 16개의 ROI로 분할하여 설정하였다. 잡음측정에 대한 정확도를 높이기 위하여 512×512 matrix 크기의 ROI 영상을 식(2, 3)을 이용하여 NPS를 구한 후 원점 기준으로 같은 거리에 있는 수치들을 평균함으로써 NPS의 신뢰도를 높였다.^{1,6,7)}

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

$$NPS_{normalized}(u, v) = \frac{NPS(u, v)}{(large\ area\ signal)^2} \quad (3)$$

여기서 I는 (x_i, y_j) 에서의 image intensity를 S는 512×512 matrix 크기의 ROI 영상의 평균 intensity를 나타낸다. M은 본 연구에서 획득한 영상을 나눈 ROI의 수를 의미한다.

3. Photon fluence

DQE를 계산하기 위해 필요한 실험에 사용한 X선의 photon fluence를 구하기 위하여 SRS-78 프로그램을 사용하여 이용된 X선의 에너지 스펙트럼을 구한다. 식(4, 5)을 이용해 계산한 후 최종적으로 주어진 조건에서 구한 조사선량(X)을 곱해주었다.

$$Photon\ fluence = X \cdot \int_0^{kVp} \left[\frac{\Phi(E)}{X} \cdot \frac{\Phi(E)}{\int_0^{kVp} \Phi(E) dE} \right] dE \quad (4)$$

$$\frac{\Phi(E)}{X} = \frac{5.456 \times 10^5}{E \cdot (\frac{\mu_{en}(E)}{\rho})_{air}} \quad (5)$$

4. DQE (Detective Quantum Efficiency)

DQE는 입력 SNR²과 출력 SNR² 비로 정의되며 식(6)로 정의된다. DQE는 photon fluence, 영상시스템의 영상처리 능력의 지표를 나타내는 MTF, 영상 시스템의 잡음 포함 정도를 나타내는 NPS를 모두 고려함으로써, 영상 시스템의 종합적 정량적 평가를 할 수 있다.²⁾

$$DQE(f) = \frac{SNR_{output}^2}{SNR_{input}^2} = \frac{G \times MTF^2(f)}{q \times X \times NPS(f)} \quad (6)$$

본 실험에서는 normalized NPS를 사용함으로써 gain factor를 나타내는 G는 1과 같다. q값은 SRS-78 프로그램을 이용해 구한 값으로 본 실험에서는 2.5×10^5 photons/mm²이었으며, 조사선량은 각각 0.6 mR, 1.2 mR, 2.4 mR이었다.

결 과

MTF곡선상에서 10% 응답 부분에 해당하는 공간주파수는 영상시스템의 정량적인 분해능을 나타내며, 측정결과 Agfa CR 시스템의 픽셀 크기 100 μm의 8×10 inch I.P에서 3.9 cycles/mm, 픽셀크기 150 μm의 14×17 inch I.P에서 2.8 cycles/mm을 나타내었다(Fig. 3). Agfa CR 시스템의 픽셀크기는 MTF에 영향을 주는 것을 알 수 있었다. Fuji CR 시스템의 경우 8×10 inch, 14×17 inch I.P 모두 픽셀크기가 100 μm 같게 측정되었는데, 각각 10% 응답의 MTF는 0.6 mR의 조사선량에서 3.4, 3.2 cycles/mm로 거의 비슷한 경향을 보였다(Fig. 3).

추가적으로 선량변화에 따른 각 시스템별 특성을 파악하기 위하여, 0.6, 1.2, 2.4 mR으로 선량을 변화시키면서 MTF를 측정하였다. 측정결과 두 시스템 모두 같은 경향을 보였으며, 판전압을 고정시킨 상태에서 선량의 변화는 MTF에 큰 영향을 주지 않음을 알 수 있었다(Fig. 4).

Fig. 5는 획득한 white noise 영상을 2D 푸리에 변환한 영상으로써, 주파수 영역에서 잡음의 분포를 눈으로 확인할 수 있다.⁸⁾ 영상의 중심점으로부터 멀어 질수록 밝기가 줄어드는 것을 확인할 수 있는데, 이것은 고주파로 갈수록 NPS 값이 떨어짐을 의미한다.

Fig. 6은 Agfa CR 시스템과 Fuji CR 시스템의 NPS 측정 결과이다. 측정결과 픽셀크기가 다른 Agfa CR 시스템에서는 14×17 inch의 I.P의 픽셀크기가 상대적으로 큼에도 불구하고 NPS의 차이를 거의 보이지 않았다. 픽셀크기가 같은 Fuji CR 시스템 역시 I.P 크기와는 상관없이 거의 같은 양상의 NPS를 보여주었다.

Fig. 7을 보면 측정결과 정도의 차이는 있지만, 두 CR 시스템 모두 선량이 커질수록 NPS가 작아짐을 확인할 수 있다. 이것은 선량이 커질수록 신호 대 잡음비가 좋아짐을 의미한다.

Fig. 8은 Agfa CR 시스템의 픽셀 크기별 DQE 측정 결과로서 1.5 cycles/mm에서 100 μm의 픽셀크기 I.P, 150 μm의

픽셀크기 I.P에서 각각 11%, 8.8%로 측정되었다. Fuji CR 시스템의 I.P크기별 DQE 측정결과 100 μm으로 픽셀크기가 같은 8×10 inch, 14×17 inch에서 각각 54%, 52%로 거의 같게 측정되었다. 측정되었으며, Agfa CR 시스템의 경우 픽셀 크기에 따른 DQE는 픽셀 크기가 작을수록 더 좋은 DQE효율로 측정되었다.

일반적으로 의료 영상 시스템에서 일반 X선 촬영의 진단주파수영역은 1.0~3.0 cycles/mm로 공간주파수가 증가할수록 그 효율은 떨어지는 것을 확인할 수 있었다. Fig. 9는 선량변화에 따른 DQE의 측정값으로 Agfa CR 시스템 8×10 inch I.P의 경우 0.6 mR, 1.2 mR, 2.4 mR 선량별 1.5 cycles/mm에서 각각 10%, 12%, 7.5%를 보였으며, 14×17 inch I.P의 경우 0.6 mR, 1.2 mR, 2.4 mR 선량별 1.5 cycles/mm에서 각각 12%, 8.7%, 6.8%를 보였다. Fuji CR 시스템 8×10 inch I.P의 경우 0.6 mR, 1.2 mR, 2.4 mR 선량별 1.5 cycles/mm에서 각각 55%, 51%, 22%를 보였으며, 14×17 inch I.P의 경우 0.6 mR, 1.2 mR, 2.4 mR 선량별 1.5 cycles/mm에서 각각 51%, 46%, 32%를 보였다.

고찰 및 결론

본 실험에서는 실제 임상에서 사용하고 있는 Agfa CR 시스템과 Fuji CR 시스템의 성능을 정량적으로 평가하고, I.P의 픽셀크기와 선량의 변화가 영상의 정량적 평가에 미치는 영향을 확인했다.

1. MTF

Fig. 3a는 Agfa CR 시스템의 MTF 곡선으로 픽셀의 크기에 따른 MTF곡선의 변화를 알 수 있다. 픽셀의 크기는 시스템의 해상력을 결정하는 중요한 인자로서, DR 시스템의 경우 센서의 크기가 픽셀의 크기를 결정하게 된다. 하지만 CR의 경우는 I.P 리더기를 통해 I.P를 스캔할 때 어떤 간격으로 레이저가 스캔을 하는가에 따라 픽셀크기가 결정된다.⁹⁾ 보통 MTF 곡선을 통해서서는 시스템의 해상력을 평가하게 되는데 그 지표로 MTF 곡선의 10%응답영역을 이용한다. 그 이유는 인간의 가시능력의 한계가 10% 응답 부분과 거의 같기 때문이다. Agfa CR 시스템의 경우 픽셀 크기가 작은 8×10 인치의 I.P에서 더 좋은 MTF가 측정되었다(Fig 3a). 이는 픽셀 크기가 작을수록 같은 조사 조건에서 해상도가 더 좋음을 나타낸다. 실제 임상에서 흉부 촬영을 할 경우 크기가 큰 14×17 인치의 I.P를 사용하게 되는데, 이 때 I.P의 픽셀크가 커 고주파수영역에서의 미세한 폐결

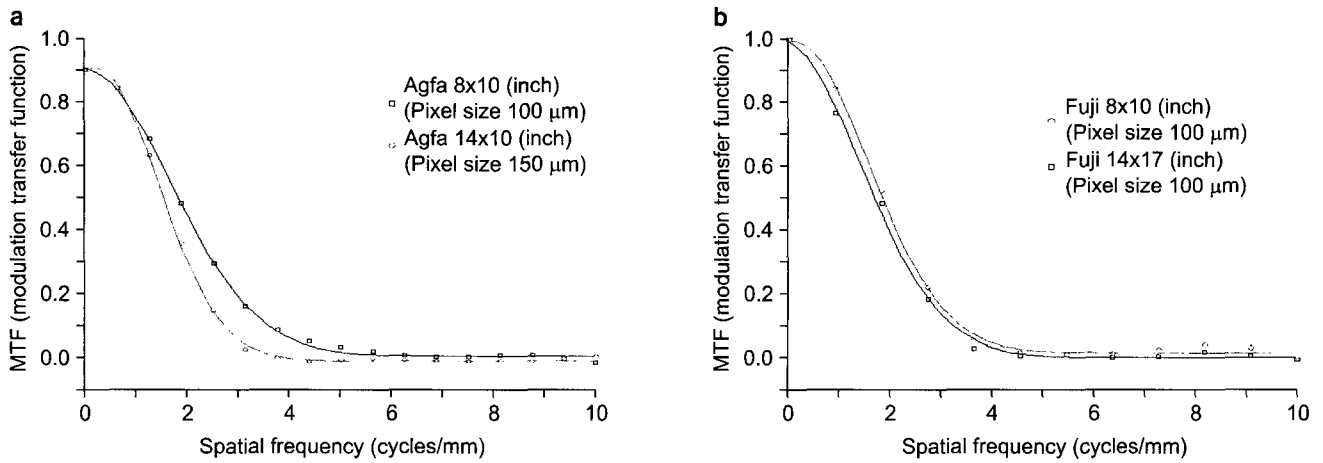


Fig. 3. MTF curves measured with Agfa CR system (a) and Fuji CR system (b) at 0.6 mR exposure.

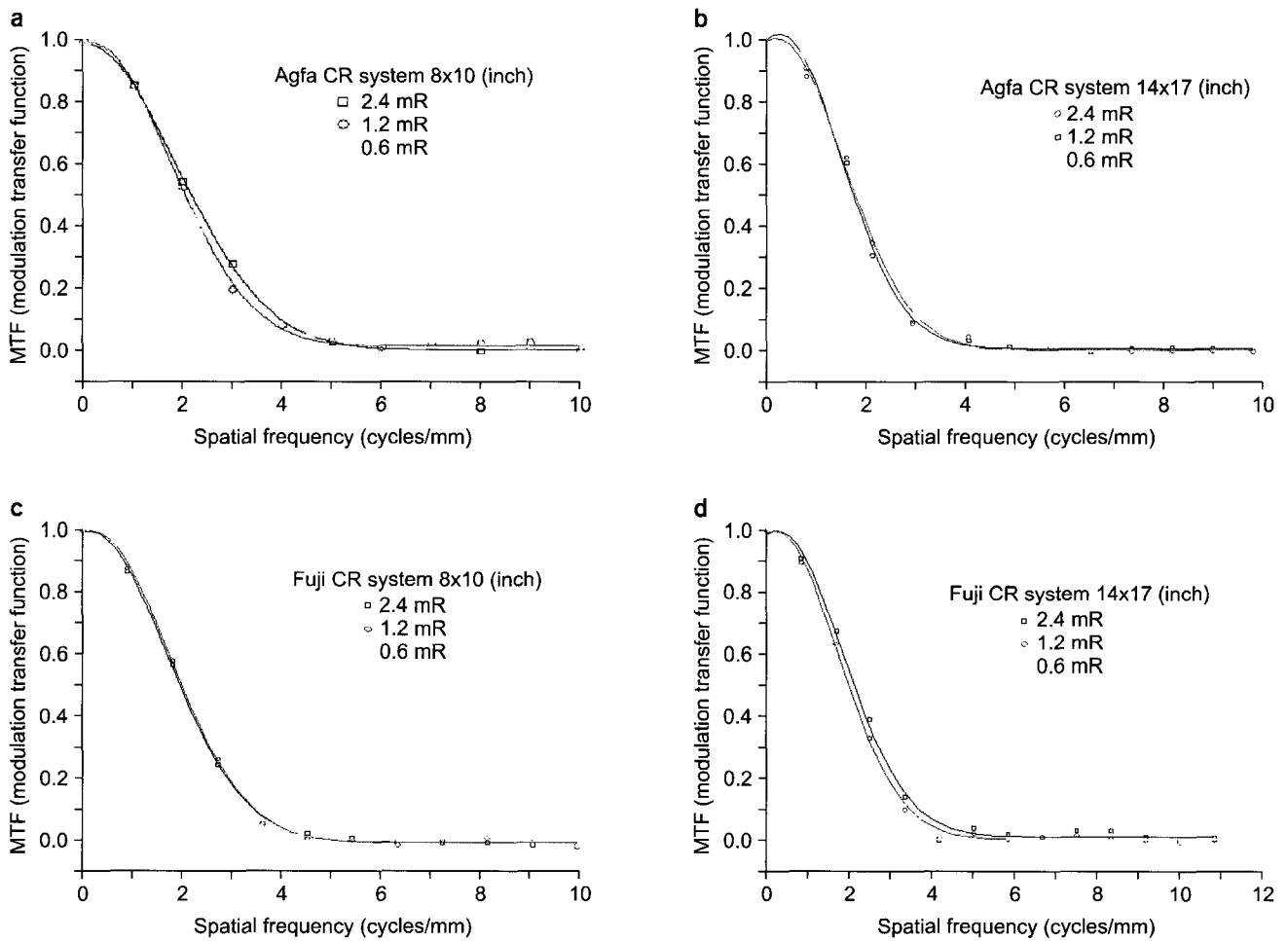


Fig. 4. MTF curves measured with Agfa CR system (a, b) and MTF curves measured Fuji CR system (c, d) at 0.6 mR, 1.2 mR, and 2.4 mR exposures.

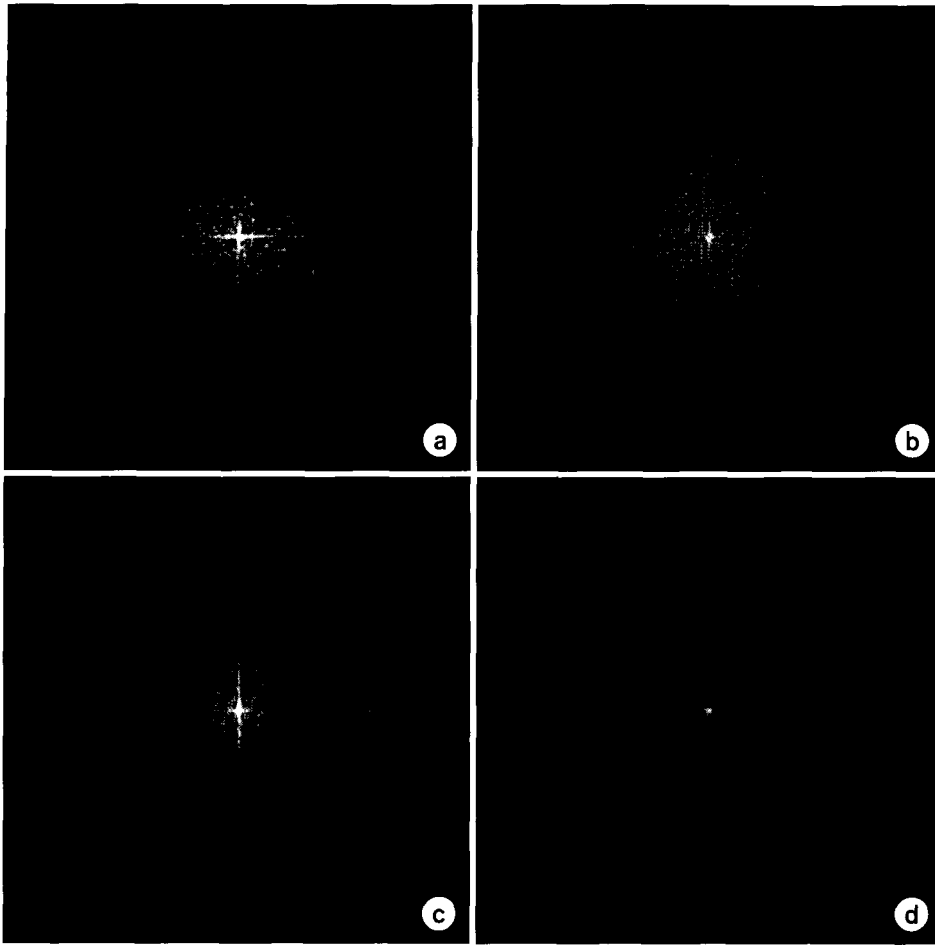


Fig. 5 The 2-D NPS of the Agfa CR system 8×10 inch IP (a), 14×17 inch IP (b) at 0.6 mR exposure, and Fuji CR system 8×10 inch IP (c), 14×17 inch IP (d) at 0.6 mR exposure.

결과 같은 아주 작은 병변을 묘사하지 못한다면 질병의 조기 발견이 어려울 것이다. 따라서 크기가 큰 IP도 작은 픽셀크기로 영상을 표현해야 할 것이다. Fig. 3b는 Fuji CR 시스템의 MTF 곡선으로 두 종류의 IP 모두 픽셀크기가 같아 곡선의 형태와 MTF 곡선의 10% 응답에서의 주파수 영역 모두 유사한 형태를 보여주었다. 같은 픽셀크기의 조건으로 두 시스템을 비교해 보면, Agfa CR 시스템의 경우 10% 응답의 MTF는 3.93 cycles/mm으로 Fuji CR 시스템의 각각 3.4 cycles/mm, 3.2 cycles/mm 비해 더 높게 측정되었다. Fig. 4는 선량 변화에 따라 각 CR 시스템의 MTF 곡선의 변화를 나타낸 것으로, 정도의 차이는 있지만, 두 시스템 모두 최초 0.6 mR의 선량에서 획득한 MTF곡선과 거의 같은 형태를 보였으며, 10% 응답의 MTF도 거의 같은 것을 확인할 수 있었다. 이러한 결과를 통하여 선량은 영상의 해상력 및 MTF에는 큰 영향을 미치지 않는 것을 확인할 수 있었다.

2. NPS

두 시스템에서 각각 NPS를 측정하고, NPS와 픽셀크기가 어떤 관계가 있는지 확인하였다(Fig. 6). Fig. 6a의 경우 IP 크기별로 픽셀크기가 다른 Agfa CR 시스템이다. DR 시스템의 경우에는 픽셀 당 광자수를 많이 받아들일 수 있는 큰 픽셀크기에서 NPS가 더 좋으나 CR의 경우는 다르다. Samei 등⁹⁾은 일차적으로 큰 IP에서 스캔시간이 길기 때문에 스캔시간이 길어지면서 저주파수영역의 노이즈가 반사되어서 높은 주파수 영역에 영향을 주게 되고, 이러한 경우 영상의 전체적인 노이즈가 증가하게 되고 NPS에 악영향을 미치게 된다고 하였다. Fig. 6a를 보면 100 μm와 150 μm의 픽셀크기에서 NPS가 비슷한 것을 알 수 있다. Fig. 6b의 경우는 픽셀크기가 같은 fuji CR 시스템으로 거의 같은 경향과 NPS 값을 나타내는 것을 확인할 수 있다. Fig. 7은 선량변화가 각 CR 시스템의 NPS 측정에 어떠한 영향을 주는지 나타낸 곡선이다. 선량을 높여준다는 것은 광자량을 늘

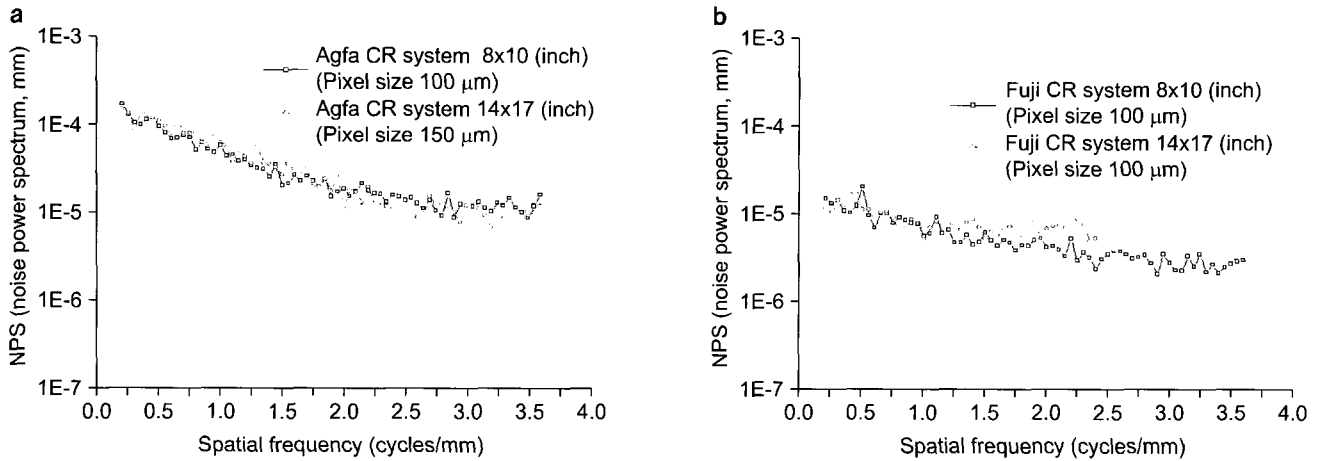


Fig. 6. The 1-D NPS of Agfa CR system (a) and Fuji CR system (b) at 0.6 mR exposure.

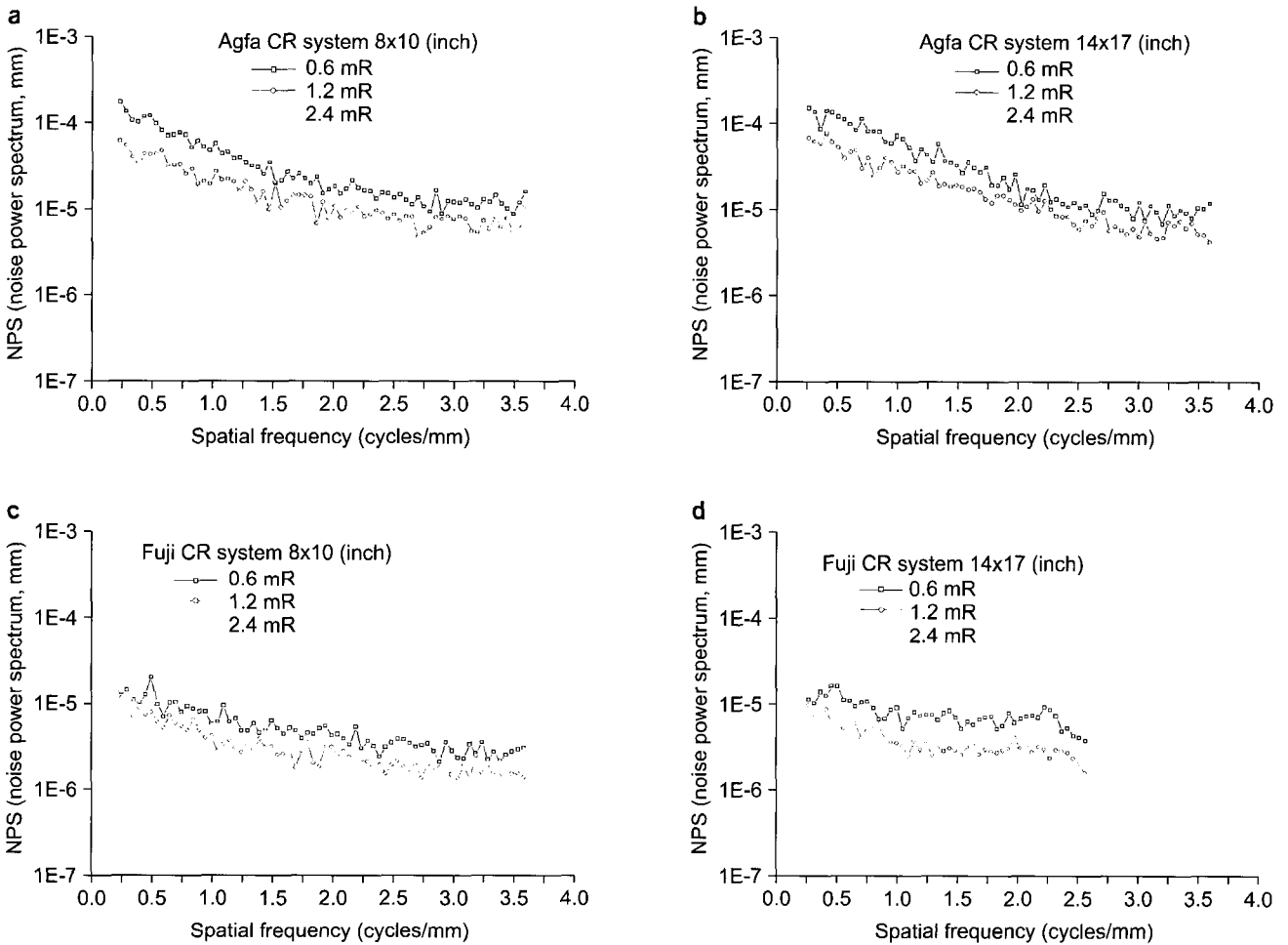


Fig. 7. 1-D NPS of Agfa CR system (a, b) and Fuji CR system (c, d) at 0.6 mR, 1.2 mR, 2.4 mR.

정지영 외 6인 : CR 시스템의 종류와 I.P 크기에 따른 정량적 영상특성평가

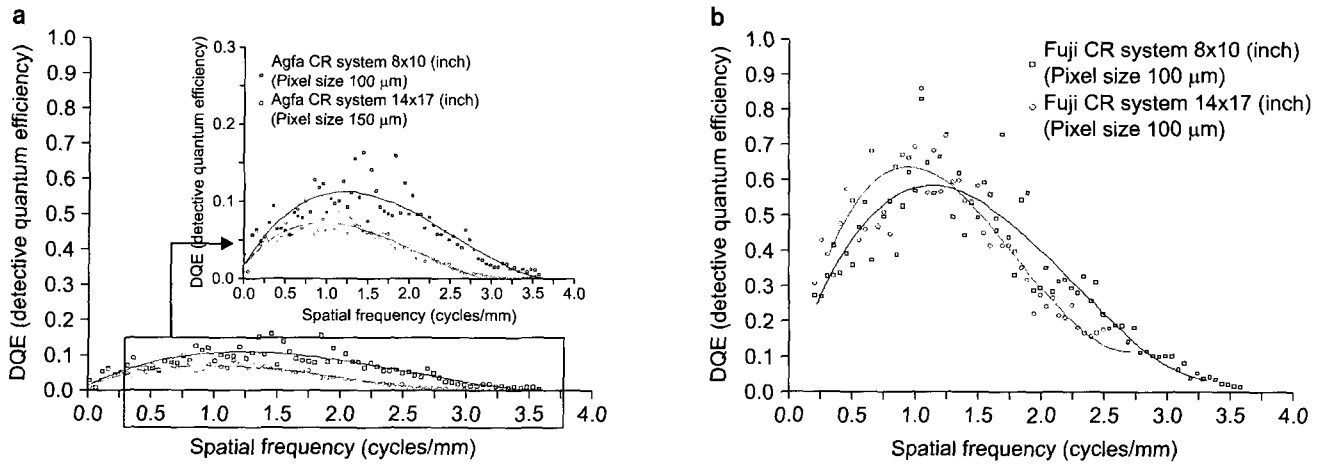


Fig. 8. DQE of the Agfa CR system (a) and Fuji CR system (b) at 1.2 mR.

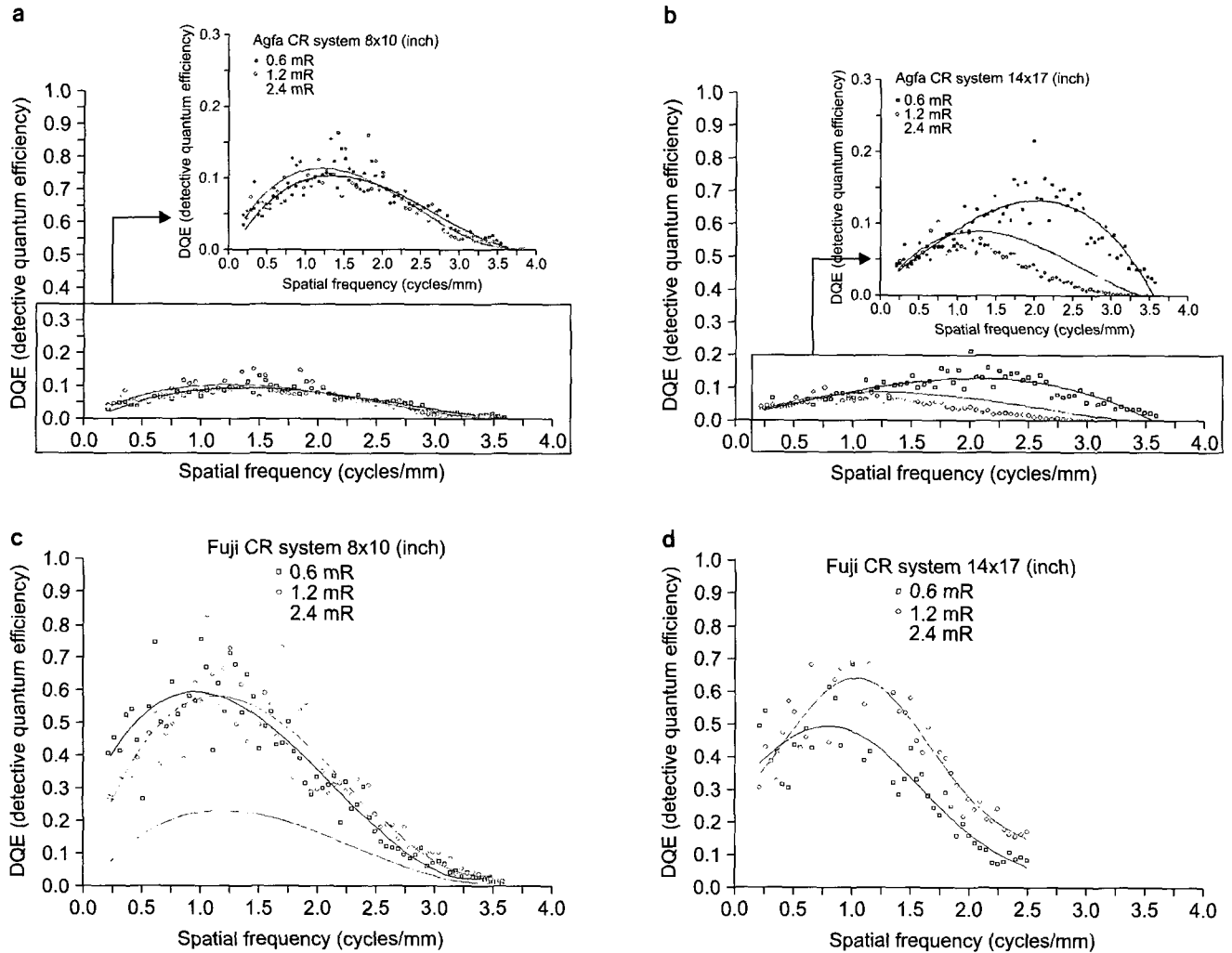


Fig. 9. DQE of Agfa CR system (a, b) and Fuji CR system (c, d) at 0.6 mR, 1.2 mR, and 2.4 mR exposures.

려준다는 것이고, 이것은 결론적으로 일차선을 늘려주는 결과를 가져다주는 것으로 두 시스템 모두 정도의 차이는 있지만, 선량이 늘어날수록 NPS가 좋아지는 것을 확인하였다.

3. DQE

DQE는 X선관에서 발생된 X선이 영상시스템에서 SNR을 어느 정도로 유지하는 영상장치의 능력을 정량적인 수치로 측정하는 것이다. 그리고 radiation field에 있는 noise는 조사선량과 긴밀하게 연관되기 때문에 DQE값은 CR 시스템 장치의 dose efficiency를 설명하는 것으로 고려될 수 있다.⁷⁾ 의료영상 시스템에서 일반 X선 촬영의 진단주파수 영역은 1.0~3.0 cycles/mm정도이다. 진단가능영역인 1.5 cycles/mm에서 DQE의 효율 측정결과 선량증가에 따라 감소함을 나타내었다. 이것은 Fig. 7의 선량증가에 따른 NPS 변화가 DQE에 큰 영향을 준 것으로 사료된다. 진단가능영역인 1.0~3.0 cycles/mm에서 Agfa CR 시스템의 DQE는 10% 정도이며, Fuji CR 시스템의 DQE는 50% 정도로 큰 차이를 보였다. 이러한 차이를 보이는 이유는 두 시스템 모두 CR 시스템의 제조 회사 고유의 영상 후 처리 기능을 가지고 있기 때문이다. IP를 스캔하여 디지털 영상을 획득 할 때 사용한 IP크기와 IP에 사전 등록된 촬영부위에 따라 판독에 용이 하도록 처리를 해주는 것이다. 본 실험을 위해서는 이러한 후처리 기능을 최소화 하여야 했는데, Agfa CR 시스템의 경우 사용자가 임의로 그 기능을 제한할 수 있었으나, Fuji CR 시스템의 경우는 후 처리 기능을 제한할 경우 영상 획득을 할 수 없어 그러 하지 못하였다. 이로 인하여 Fuji CR 시스템의 경우 순수 white noise 영상이 아닌 후 처리가 된 영상을 이용하여 DQE를 구하였기 때문에, Samei 등⁹⁾의 따르면 후 처리 기능이 제어된 상황에서의 본 실험과 모델은 다르지만 제조 회사가 같은 Agfa 및 Fuji CR 시스템의 경우 1.5 cycles/mm 주파수 영역에서 약 8~15%의 DQE를 나타내는 것을 확인하였다. 또한 Samei 등⁹⁾은 MTF가 좋은 시스템이라도 NPS의 영향에 따라 DQE가 나쁘게 측정되는 경우가 있다고 하였는데, 본 실험 역시 신호대 잡음비가 좋아지고 NPS값이 작아져서 전체적인 DQE가 상승하게 되는 효과를 가져오게 된 것이라고 사료되며, 향후, Fuji CR system의 임의 제어할 수 있는 SDK의 확보 후 추가 실험이 필요할 것이다. 영상의 후처리 기능에 따라서 본 연구에서는 선량별, 픽셀별 DQE 곡선의 형태적 차이를 볼 수 있었다. 진단주파수영역 1.5 cycles/mm에서 DQE의 효율 측정결과 Agfa CR 시스템의 8×10 inch IP가 11%로 측정되

었으며, 14×17 inch IP는 8.8%로 측정되었다. 이는 큰 픽셀 크기의 높은 NPS의 영향으로 사료되며, 고주파수 영역에서 그 차이가 두드러지게 측정되었다. Fuji CR 시스템의 경우 IP 크기별 픽셀 크기는 100 μm로 동일하였기 때문에 DQE 효율 측정결과 큰 차이를 보이지 않았다. 또한 두 시스템 모두 선량이 늘어날수록 DQE 효율은 감소함을 나타내었다.

DQE는 조사선량과 긴밀하게 연결되어 있으며 조사선량은 환자의 피폭선량으로 직결된다. DQE가 높은 영상시스템은 적은 X선량으로도 동일한 질의 영상을 획득하고, 동일한 선량에서는 더욱 향상된 질의 영상을 획득할 수 있게 된다. 따라서 화질평가의 복합적인 요소를 담고 있는 DQE 측정은 장치의 성능을 점검하고, 환자의 피폭선량을 개선 시키는데 중요한 역할을 하는 것이다. 따라서 본 연구에서는 Agfa CR 시스템과 Fuji CR 시스템의 선량별, 픽셀 크기별 DQE를 측정함으로써 CR 시스템의 임상적 응용의 최적화를 위한 기초 자료로서 이용될 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

1. Flynn MJ, Samei E: Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4k storage phosphor radiography systems. American Association of Physicists in Med 26:1612-1623 (1999)
2. James T. Dobbins III, Ehsan Samei, N. T. Ranger, Ying Chen: Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. American Association of Physicists in Med 33:1466-1475 (2006)
3. 권덕문, 김성수, 김영근 등: Analog & Digital PACS 의료영상정보학. 개정 5판, 대학서림, 서울(2004), pp. 334-336
4. Hartmut Illers, Egbert Buhr, Christoph Hoeschen: Measurement of the detective quantum efficiency of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, No 1-3:39-44 (2005)
5. 김정민, 정희원, 민정환, 임은경: Correction method of slit modulation transfer function on digital medical imaging system. 대한방사선과학회 29:133-139 (2006)
6. 조효민, 김희중, 남소라, 이창래, 정지영: 이동형 디지털 X선 촬영장치의 구축 및 성능평가. 한국의학물리학회 18:144-148 (2007)
7. Dae-woo Seok: The Evaluation of Imaging performance of the a Se based Flat-panel X-ray Detector System using MTF, NPS, and DQE Measurements. Inje University. (2004)
8. Samei E, Flynn MJ: An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. American Association of Physicists in Medicine 60:608-622 (2003)
9. Samei E, Flynn MJ: An experimental comparison of detector

performance for computed radiography systems. American
association of physicists in medicine 29:447-459 (2002)

III: DQE of Direct and Indirect Digital Radiographic Systems.
Proceedings of SPIE. 4320:189-197 (2001)

10. Ehsan Samei, M. J. Flynn, H. G. Ghotas, J. T. Dobbins

Imaging Characteristics of Computed Radiography Systems

Jiyoung Jung*[†], Hye-Suk Park*[†], Hyo-Min Cho*[†], Chang-Lae Lee*[†],
Sora Nam[‡], Young-Jin Lee*[†], Hee-Joung Kim*[†]

*Department of Radiological Science, College of Health Science and Research

[†]Institute of Health Science, Yonsei University, Wonju, [‡]GE healthcare Korea, Seoul, Korea

With recent advancement of the medical imaging systems and picture archiving and communication system (PACS), installation of digital radiography has been accelerated over past few years. Moreover, Computed Radiography (CR) which was well established for the foundation of digital x-ray imaging systems at low cost was widely used for clinical applications. This study analyzes imaging characteristics for two systems with different pixel sizes through the Modulation Transfer Function (MTF), Noise Power Spectrum (NPS) and Detective Quantum Efficiency (DQE). In addition, influence of radiation dose to the imaging characteristics was also measured by quantitative assessment. A standard beam quality RQA5 based on an international electro-technical commission (IEC) standard was used to perform the x-ray imaging studies. For the results, the spatial resolution based on MTF at 10% for Agfa CR system with I.P size of 8X10 inches and 14X17 inches was measured as 3.9 cycles/mm and 2.8 cycles/mm, respectively. The spatial resolution based on MTF at 10% for Fuji CR system with I.P size of 8X10 inches and 14X17 inches was measured as 3.4 cycles/mm and 3.2 cycles/mm, respectively. There was difference in the spatial resolution for 14X17 inches, although radiation dose does not effect to the MTF. The NPS of the Agfa CR system shows similar results for different pixel size between 100 μ m for 8X10 inch I.P and 150 μ m for 14X17 inch I.P. For both systems, the results show better NPS for increased radiation dose due to increasing number of photons. DQE of the Agfa CR system for 8X10 inch I.P and 14X17 inch I.P resulted in 11% and 8.8% at 1.5 cycles/mm, respectively. Both systems show that the higher level of radiation dose would lead to the worse DQE efficiency. Measuring DQE for multiple factors of imaging characteristics plays very important role in determining efficiency of equipment and reducing radiation dose for the patients. In conclusion, the results of this study could be used as a baseline to optimize imaging systems and their imaging characteristics by measuring MTF, NPS, and DQE for different level of radiation dose.

Key Words: CR system, MTF, NPS, DQE