

CR과 DR 영상화질의 정량적 비교분석

박혜숙*, 서장연*, 정진화*, 이창래*, **, 조효민*, **, 김희중*, **

연세대학교 방사선학과*, 연세대학교 보건과학연구소**

Quantitative Analysis and Comparison of DR and CR image quality

Hey-Suk Park*, Jang-Yeon Seo*, Jin-Hwa Jeong*, Chang-Lae Lee*,**, Hyo-Min Cho*,**, Hee-Joung Kim*,**

*Department of Radiological Science, Yonsei University, Wonju, Korea**

*Research Institute of Health Science, Yonsei University, Wonju, Korea***

<요약>

본 연구의 목적은 CR(Computed Radiography)과 DR(Digital Radiography)장비의 각 Detector를 통해 획득된 영상의 화질을 비교 분석하기 위한 것이다. CR(AGFA MD 4.0 General plate, JAPAN)과 DR(HOLOGIC nDirect Ray, USA)에 대한 영상평가의 주요인자인 MTF(Modulation transfer function), NPS(Noise power spectrum), Photon fluence, DQE(Detective quantum efficiency)를 정량적인 값으로 도출하여 비교한 결과 CR이 DR보다 우수하게 나타났다. 본 연구의 결과는 CR과 DR장비의 Image quality를 정량적으로 평가할 수 있을 뿐만 아니라 이 장비들을 유지, 보수하는데도 도움이 될 것으로 사료된다.

Abstract

The purpose of this research was to compare and analyze image quality for each Detector of CR(Computed Radiography) and DR(Digital Radiography). The results showed that CR(AGFA MD 4.0 General plate, JAPAN) was superior to DR(HOLOGIC nDirect Ray, USA) based on the quantitative values and comparison of MTF(Modulation Transfer Function), NPS(Noise Power Spectrum), Photon fluence and DQE(Detective Quantum Efficiency) which have been widely accepted for the estimation of CR and DR. Quantitative evaluations of CR and DR system were obtained and they may be very helpful for QA and QC of general X-ray systems.

Key word CR, DR, MTF, NPS, Photon fluence, DQE

1. INTRODUCTION

본 연구에서는 CR과 DR 장비의 화질 특성을 비교 분석하기 위해 Slit method를 이용한 MTF와 Background 영상으로 얻어낸 NPS, 그리고 SRS-78 프로그램을 이용한 Photon fluence를 계산하였고 최종적으로 DQE를 계산하였다. 이런 결과를 바탕으로

현재 연세대학교 방사선학과에서 사용하는 CR과 DR장비의 Image quality를 정량적으로 비교, 평가할 수 있었다.

2. THEORY

2.1 Slit method

Slit method는 LSF(Line spread function)의 Fourier

transform을 통해 slit의 축에 수직한 MTF를 결정하게 된다[9].

$$MTF(f) = |FTLSF(x)|$$

높은 공간주파수 영역에서의 전달 특성이 급격히 떨어지기 때문에 Slit을 pixel matrix에 대해 약간의 각을 주어서 pixel과 pixel 사이의 거리보다 더 미세한 sampling 간격을 가지는 LSF를 구한다.

2.2 Slit image의 각도

Presampling MTF의 정확성은 slit 각도의 정확성에 의존하기 때문에 MATLAB에서 지원하하는 “Radon” 함수를 이용하여 정확한 Slit image의 각도를 구해야 한다. “Radon” 함수는 특정 방향을 따라 Image matrix의 투영(projection)을 계산한다. 이차원 함수 $f(x, y)$ 의 projection은 Line 적분의 합이다. 그림 1은 특정 회전 각도에서 단일 Projection을 보여주고 있다[9].

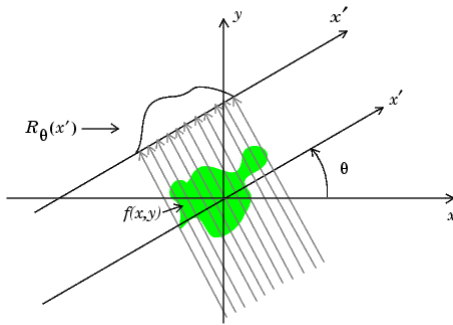


그림1. Radon transform의 기하학적 설명

2.3 MTF(Modulation transfer function)

변조전달함수란 영상시스템의 주파수 응답을 나타내며 CR, DR system의 Image quality 평가의 중요한 요소 중의 하나이다. MTF는 영상의 선예도(Sharpness)를 평가하는데 많이 사용하며, PSF, LSF, ESF의 Fourier transform으로 얻을 수 있다. MTF 곡선 상에서 10% 응답 부분에 해당하는 공간주파수는 영상시스템의 정량적인 분해능을 나타내며, 그 고주파 성분의 값이 많을수록 선예도가 우수하다고 말한다.

2.4 NPS(Noise power spectrum)

Noise는 영상 시스템에서 발생하는 신호의 불확실성과 부정확도의 정도를 나타내는 것으로 어떤 환경에서도 그 값은 나타난다. NPS는 Noise의 분산의 분포를 공간주파수별로 표시한 것이다. DR detector는 NPS의 경우 표본영상의 이산적인 주파수 요소에 대한 고려가 필요하므로, 이차원 NPS에 대한 식을 다음과 같이 나타낼 수 있다[9].

$$NPS(u_N, v_N) = \lim_{N_x, N_y, M \rightarrow \infty} \frac{\Delta x \Delta y}{M \times N_x \times N_y} \left| \sum_{m=1}^M \sum_{i=1}^{N_x} \sum_{j=1}^{N_y} [I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)] e^{-2\pi i(u_N x_i - v_N y_j)} \right|^2$$

시스템의 gain이 올바른지를 알아보기 위한 DQE를 계산하기 위해서는 NPS를 평가를 위해 사용된 영상 signal의 제곱으로 나눈 값으로써 이를 N_NPS라고 한다[10]. N_NPS는 다음의 식으로 표현된다.

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

2.5 Photon Fluence

DQE 계산을 위해서는 X-ray photon fluence[photons/mm] 측정이 필요하며 아래의 방법을 통하여 계산하였다.

$$①\ Photon\ fluence = X \cdot \int_0^{kVp} \left[\frac{\Phi(E)}{X} \cdot \frac{\Phi(E)}{\int_0^{kVp} \Phi(E)dE} \right] dE$$

$$②\ \frac{\Phi(E)}{X} = \frac{5.456 \times 10^5}{E \cdot \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{air}}$$

- 1) SRS-78 프로그램을 사용하여 사용된 X선의 에너지 스펙트럼인 $\Phi(E)$ 를 계산한다.
- 2) 이 $\Phi(E)$ 를 에너지에 대해 적분하면 스펙트럼의 확률밀도함수를 에너지의 함수로 나타낸다.
- 3) 식 ②를 사용하여 각 에너지에 대한 값을 계산한다.
- 4) 위에서 구한 2), 3)을 곱하여 에너지에 대해 적분한다.
- 5) 최종적으로 조사선량 X(mR)을 곱해주면 Photon fluence가 구해진다.

2.6 DQE(Detective Quantum Efficiency)

DQE는 입사되는 에너지로부터 Resolution, Contrast, Noise 인자들이 통합된 개념으로 공간주파수함수와 신호의 잡음의 전달 특성함수이다. 기본적으로 DQE는 최종적인 영상 중에서 실제의 X-선 데이터가 얼마만큼 포함되어 있는가, 또는 신호와 노이즈 양쪽의 변화율은 얼마인가를 측정하는 것이다. DQE는 다음 식으로 표현 할 수 있다.

$$DQE = \frac{G \cdot MTF^2(f)}{NNPS(f) \cdot Q} = \frac{MTF^2(f)}{NNPS(f) \cdot Q}$$

여기서, G는 gain factor로서 정규화 된 NPS를 이용하기 때문에 1과 같으며, Q는 검출기 위에 조사되는 X-ray 조사선량(mR)과 단위선량 당 X-ray fluence(photons/mm²/mR)의 곱으로 표현된다[9].

3. MATERIAL & METHOD

3.1 MATERIAL

[표 1] Specification of the DR system

	Specification	Unit
Array Format	2560X3072	pixels
Imaging area	35X43	cm ²
Pixel Pitch	139	μm
Detector material	a-selenium	

[표 2] Specification of the CR system

	Specification	Unit
Digital matrix	1950X2460	pixels
Image size	8X10	Inches
Pixel Pitch	100	μm
Phosphor screen	Agfa MD-4.0	

3.2 presampling MTF method

1) Slit image 획득 및 변환 방법

Slit image를 획득하는 방법은 계산에 필요한 관심 영역(ROI)을 잡아 Image J 프로그램을 이용하여 tiff 파일로 변환, 저장한다[1].



그림2. 10 μm slit camera



그림3. a) CR에서 얻은 raw image. slit angle 2.8°
b) DR에서 얻은 raw image. slit angle 3°

2) Composite LSF

주사방향에 대하여 수직한 방향으로 슬릿을 배치한 경우의 개략을 그림 3에 나타내었다. A, B, C, D의 4개의 Alignment를 나타내고 있으며 이들 4개의 다른 Alignment의 LSF가 얻어진다.

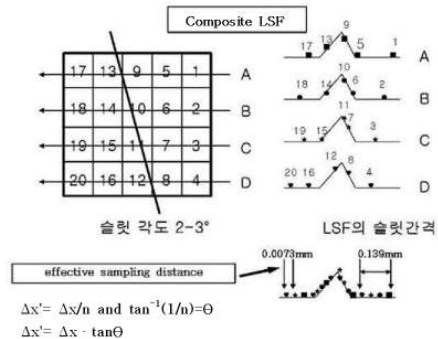


그림4. Line spread Function much finer sampling from Angled Slit.

각 LSF는 샘플링 간격이 Δx의 5개의 디지털 값으로 구성되어 있다. 한편 이 열에는 Shifted alignment사이에 4개의 픽셀이 존재하기 때문에 합계 20개의 데이터를 Δx/4 = Δx'의 샘플링 간격으로 합성하면 미세한 샘플링 간격의 Composite LSF가 얻어진다[1].

3) MTF 측정 과정 순서도



그림5. Presampling MTF를 측정하기 위한 과정

3.3 Photon Fluence 측정방법

※ SRS-78 프로그램 이용

[표 3] X-ray photon fluence simulation 조건

Anode material	Tungsten(W)	
Anode angle(°)	12	
FDD(mm)	1500	
kVp	74	
Filters	Air(mm)	1500
	Al(mm)	23.7
Exposure(mR)	0.5	
mAs	4	
Exposure time(sec)	0.08	

3.4 NPS 측정방법



그림6. a) DR tiff image로 512×512 pixel 크기로 ROI 설정
b) CR tiff image로 ROI 크기는 a)와 동일

1) 실험조건에서 Bright image를 획득한다.

- 2) 획득된 Bright image의 중심에서 512×512픽셀크기의 Bright image의 ROI(Region of interest)를 설정한다.
- 3) 부드러운 NPS 곡선을 획득하기 위해 다시 128×128픽셀크기의 16개의 sub-ROI로 나눈 다음, Noise를 추출하기 위하여 sub-ROI의 픽셀 값에서 Bright image에서 구한 평균값을 빼준다.
- 4) 각각의 sub-ROI를 Fourier transform 한 후 복소수 결과로 나타나므로 절대 값을 취하고 제공한다.
- 5) 각 sub-ROI에 대한 NPS는 평균 signal² 으로 Noise data를 나눠서 계산하였다.

3.5 DQE 측정방법

디지털 X-선 영상시스템에서의 양자검출효율은 MTF와 N_NPS 그리고 Q(Photon fluence와 선량)를 이용하여 계산된다.

$$DQB = \frac{G \cdot MTF^2(f)}{NNPS(f) \cdot Q} = \frac{MTF^2(f)}{NNPS(f) \cdot Q}$$

여기서 G는 gain factor로서 여기서는 정규화 된 NPS를 이용하기 때문에 1로써 표현된다.

4. RESULTS

4.1 MTF

1) Slit angle(CR)

Slit 영상에서 샘플링 수를 늘리기 위해 고의적으로 Pixel matrix에 대해 약간의 각을 준다. 이 임의의 각도를 알아보기 위해 MATLAB을 이용하였으며 그 결과 아래 그림과 같이 CR은 2.8°, DR은 3°의 각도를 주었음을 알 수 있다.

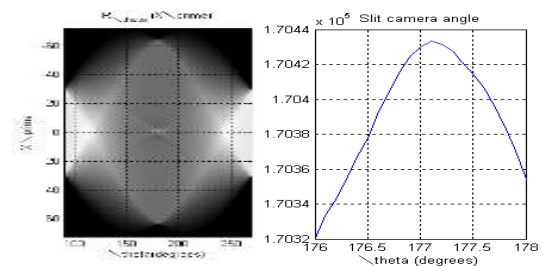


그림7. CR의 slit camera angle은 177.2° 즉, 2.8°

2) slit angle(DR)

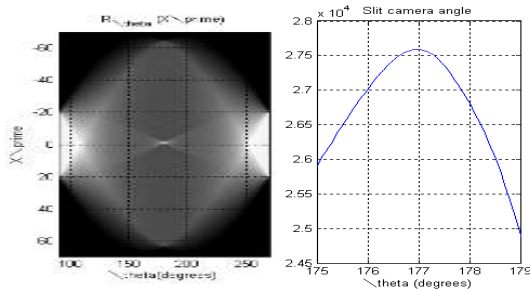


그림8. DR의 slit camera angle은 177° 즉, 3°

3) MTF

Composite LSF에 Fourier transform 을 적용하여 MTF를 구하였다. Resolution이란 MTF 곡선 상에서 10% 응답부분을 말하며, 측정된 MTF 그래프를 볼 때 CR은 2.8 lp/mm, DR은 2.3 lp/mm 로 측정되었다.

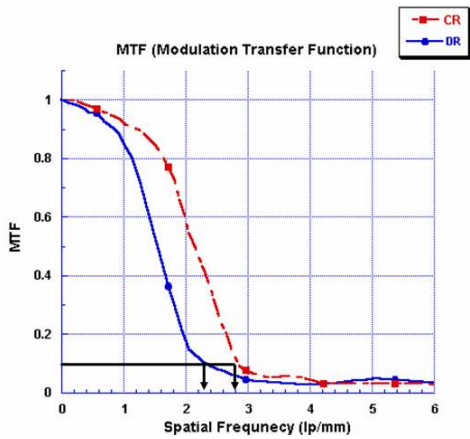


그림9. CR 과 DR의 MTF곡선

4.2 Photon Fluence

SRS-78프로그램을 이용하여 관전압에 따른 X선 에너지 스펙트럼을 얻었으며, 이를 통해 계산된 단위선량 당 Photon fluence값은 259,002.409 [photons/mm²/mR]로 구해졌다.

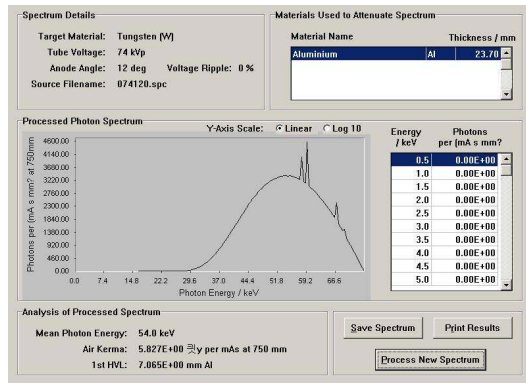


그림10. 관전압에 따른 X선 에너지 스펙트럼

4.3 NPS

NPS 그래프를 비교해 본 결과 공간주파수가 증가할수록 DR보다 CR에서의 그래프가 약간 감소되는 것으로 보아 영상신호에 대한 잡음의 영향이 감소됨을 알 수 있다.

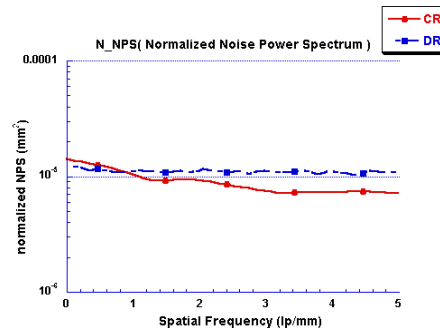


그림11. CR과 DR의 N_NPS 그래프

4.4 DQE

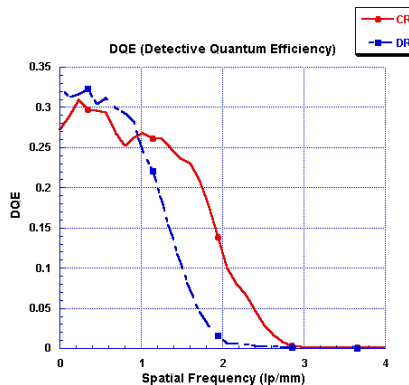


그림12. CR과 DR의 DQE 곡선

측정결과를 보면 공간주파수가 증가할수록 CR에 비해 DR의 효율이 떨어지는 것을 알 수 있다.

[표 3] CR, DR의 DQE 비교분석

Frequency	Detector	CR	DR
0 lp/mm		27.2%	32.7%
0.5 lp/mm		29.5%	30.2%
1.0 lp/mm		26.8%	24.5%
1.5 lp/mm		23.3%	10.2%

5. CONCLUSION

본 연구에서는 CR과 DR 검출기의 정량적인 화질 평가를 위하여 영상평가의 주요인자인 MTF, NPS, DQE 등을 계산하여 영상화질을 비교하였다. 그 결과 이미지의 sharpness를 평가하는데 사용되는 MTF의 특성은 10% 응답부분의 공간주파수가 CR이 2.8 lp/mm, DR이 2.3 lp/mm로 CR이 DR보다 sharpness가 더 우수함을 나타내었다. NPS와 DQE는 DR에 비해 CR의 경우 공간주파수가 증가함에 따라 점진적으로 감소함을 볼 수 있다. DQE(0)~DQE(0.97)는 DR의 측정된 값이 더 높지만 그 이상은 CR의 DQE 값이 더 높음을 확인 할 수 있다. 일반적으로 의료 영상 시스템에서 일반 X선 촬영의 진단영역은 1.0~3.0 lp/mm 정도이다. 이로써 실험에 사용된 검출기를 비교해본 결과 CR 검출기가 DR에 비해 우수함을 확인할 수 있었다. 본 연구에 사용된 DR는 enhance board가 장착되지 않아 post-processing의 과정이 생략되어 CR의 영상보다 화질이 떨어지게 나타난 것으로 판단된다. 향후, enhance board의 장착 여부에 관한 추가 실험이 필요하며 본 논문에서 말한 Imaging performance 평가 파라미터들은 Digital imaging system의 image quality 유지, 보수에 기여할 것으로 기대된다.

ACKNOWLEDGMENT

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(O2-PJ3-PG6-EV08-0001).

REFERENCE

- [1] 김정민외3명, Correction Method of Slit Modulation Transfer function on Digital Medical Imaging System -고려대학교보건과학대학 인제대학교서울백병원, 상계백병원, 원자력의학원.
- [2] 崔壯墉 외 4명, Comparison Study of the Modulation Transfer Function of a Prototype a-Se based Flat Panel Detector with Conventional Speed Class 400 Film/Screen System.
- [3] 김창복-The MTF Measurement of the Conventional X-ray System by using the Computed Radiography, 서울아산병원
- [4] Hiroshi Fujita, Du-Yih Tsai, Takumi Itoh, Kunio Doi, Junji Morishita, Katsuhiko Ueda, and Akiyoshi Ohtsuka - A Simple Method for Determining the Modulation Transfer Function in Digital Radiography.
- [5] M.H. Jeong, J.H. Park, H.S. Cho - Evaluation of Image Qualities for a Digital X-ray Imaging System Based on $Gd_2O_2S(Tb)$ Scintillator and Photosensor Array by Using a Monte Carlo Imaging Simulation Code, Department of Biomedical Engineering, Department of Radiological Science, Department of Nuclear & Energy Engineering, Cheju University Department of Biomedical Engineering Cheju University.
- [6] Ji-Koon Park, Jang-Yong Choi, Sang-Sik Kang, Dong-Gil Lee, Dae-Woo Seok, Sang Hee Nam, Development of 14"×8.5" active matrix flat-panel digital x-ray detector system and Imaging performance, Dept. of Biomedical Engineering Graduate School, Inje University Medical Imaging Research Center of Inje University.
- [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, Department of Biomedical Engineering, Graduate School, Inje University.

-
- [8] 김정민, 민정환, 정희원, 임은경, 양한준, The Noise Evaluation for Raggius 150 CR System, 고려대학교 보건과학대학 ·인제대학교 백병원, 원자력 의학원, 서울보건대학
- [9] 조규성, 김광현, 김진성, 전호상, 전성채,곽성우, 안성규, 지용기, Development of the criteria for the performance evaluation of digital X-ray imager, 한국과학기술원
- [10] James T. Dobbins III, Ehsan Samei- Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum Duke Advanced Imaging Laboratories, Departments of Radiology and Biomedical Engineering, Duke University, Durham, North Carolina 27710, Duke Advanced Imaging Laboratories, Departments of Radiology, Biomedical Engineering, and Physics, Duke University, Durham, North Carolina 27710