View metadata, citation and similar papers at core.ac.uk
brought to you by CORE
provided by Yonsei University Medical Library Open Access Repository

A-Se 기반 디지털 X-선 영상장치의 Contrast-detail 특성 평가

현혜경, 박소현, 김근영, 조희문, 조효성

연세대학교 보건과학대학 방사선학과

Evaluation of Contrast-detail Characteristics of an A-Se Based Digital X-ray Imaging System

Hyekyung Hyun, Sohyun Park, Keunyoung Kim, Heemoon Cho, and Hyosung Cho

<요 약>

본 연구에서는 a-Se 기반 디지털 X-선 영상장치의 저대조도 특성을 평가하기 위하여 contrast-detail 곡선 해석을 수행하였다. 본 실험에 사용된 X-선 영상장치는 픽셀크기가 139㎛×139㎛이고 유효면적이 46.7㎝×46.7㎝인 a-Si TFT 기판 위에 500㎛ 두께의 광전도체가 코팅된 구조를 갖고 있다. Contrast-detail 곡선을 측정하기 위하여 우선 주어진 촬영조건(즉, 40, 50, 60, 70, 80 kVp, and 16 mA.s)에서 상용 팬톰인 CDRAD 2.0을 사용하여 X-선 영상을 획득한 후, 그 영상으로부터 IQFinv 인자를 사용하여 그 특성을 최종 평가하였다. 평가된 IQFinv 값은 주어진 광 플루언스(즉, 1.8×105, 5.9×105, 11.3×105, 19.4×105, and 29.4×105 photons/㎟)에서 각각 24.4, 35.3, 39.2, 41.5, 43.4으로 광 플루언스가 증가할수록 점진적으로 증가하였으며 이는 광 플루언스가 증가할수록 영상의 가독성이 향상됨을 나타낸다.

Abstract

In this study, we have performed contrast-detail analysis for an amorphous selenium(a-Se) based digital X-ray imaging system by using a contrast-detail phantom(CDRAD 2.0) to test its low contrast performance. The X-ray imaging system utilizes an 500-mm-thick a-Se semiconductor X-ray absorber coated over an amorphous silicon(a-Si) TFT(thin-film transistor) detector matrix with a 139㎛×139㎛ pixel size and a 46.7㎝×46.7㎝ active area. In the measurement of contrast-detail curves we first acquired X-ray images of the CDRAD 2.0 phantom at given test conditions(i.e., 40, 50, 60, 70, 80 kVp, and 16 mA.s), and then evaluated the contrast-detail characteristics of the imaging system from each phantom image by using an image quality factor called the image-quality-figure-inverse(IQFinv). The IQFinv values for the imaging system gradually improved with the photon fluence, indicating the improvement of image visibility: 24.4, 35.3, 39.2, 41.5, and 43.4 at photon fluences of 1.8×105, 5.9×105, 11.3×105, 19.4×105, and 29.4×105 photons/㎟, respectively.

I. 서론

최근 의료영상 분야에서는 기존의 필름/스크린 기반의 아날로그 촬영방식에서 MEMS 및 전기·전자 회로 기반의 디지털 촬영방식으로 빠르게 대체되고 있다[1]. 디지털 방식의 영상촬영 장치는 개발기술의 획기적인 발전으로 인해 보다 작은 픽셀크기의 영상센서를 사용함으로써 고해상도의 영상획득은 물론 영상후처리기법 등을 적용하여 사용목적에 부합되는 영상으로 재구성할 수 있으며, 영상센서의 X-선 조사선량에 대한 선형적인 반응특성과 높은 민감도로 인해 관용도(latitude)가 넓어 환자의 피폭선량을 줄일 수 있는 등 여러 장점들을 지니고 있다. 또한 병원정보화시스템(hospital information system; HIS), 의료영상자료의 저장 및 전송 시스템(picture archiving and communication system; PACS) 등과 같은 의료정보화 시스템 구축과 맞물려 효율적인 디지털 X-선 영상장치 개발에 대한 필요성이 절실히 요구되고 있다.

디지털 X-선 영상의 화질을 정량적으로 평가하는 1차적인 인자로서 해상도(resolution), 대조도(contrast), 잡음(noise) 등이 있으며, 2차적인 인자로는 해상도와 대조도 개념이 복합된 변조전달함수(modulation transfer function ; MTF), 대조도와 잡음 개념이 복합된 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio; SNR), 그리고 해상도와 잡음 개념이 복합된 위너스펙트럼(Wiener spectrum) 등이 있다. 또한 영상시스템의 총괄적인 화질평가 인자로는 1차적인 인자들이 모두 복합된 양자화 검출효율(detective quantum efficiency ; DQE)이 있으며, 이러한 인자들은 영상장치의 물리적인 화질평가 요소로써 판독자의 주관적인 요소는 배제되어 있다. 그러나 동일한 조건에서 촬영된 영상이라 할지라도 판독자에 따라 화질이 다르게 평가될 수 있기 때문에 궁극적인 영상장치의 화질평가 인자로서 영상 장치의 물리적 요소 외에 판독자의 주관적 요소(즉, 시각 및 지각 능력, 심리상태, 주위환경, 등)까지 포함하는 것이 타당하다. 이러한 주관적 요소까지 포함된 화질평가 기법으로 임상에서는 receiver-operating characteristic curve(ROC) analysis와 contrast-detail analysis 기법이 주로 사용되고 있다[2, 3].

본 연구에서는 a-Se 기반의 디지털 X-선 영상 촬영장치(MOBIX-1000)를 대상으로 다양한 촬영조건(즉, 40, 50, 60, 70, 80 kVp, and 16 mA.s)에서 contrast-detail 펜텀(CDRAD 2.0)을 사용하여 영상을 획득한 후contrast-detail 곡선을 측정하였으며, 또한 Rose 모델을 사용하여 영상장치의 contrast-detail 특성을 이론적으로 분석하였다 [4].

II. 이론 및 실험방법

1. X-선 영상

균일한 강도의 X-선 빔을 피사체에 조사하면 피사체와의 상호작용(주로 광전흡수, 검프턴산란)에 의해 X-선 빔의 강도는 감약된다. 이 때 감약되는 정도는 입사 X-선 빔의 에너지, 피사체의 구성 성분, 두께 등에 의해 좌우되며, 피사체의 내부구조가 불균일함으로 인해 투과되는 X-선 빔의 강도는 공간적인 분포를 형성하게 된다. 이러한 공간적 분포를 갖는 X-선이 디지털 X-선 영상장치에 입력되면 그 결과 농도(grayscale)도 공간적 분포를 갖게 되어 영상을 형상한다. 농도의 공간적 분포는 영상대조도(image contrast)로서 정량화되며 이는 관찰하고자 하는 관심영역이 주변영역에 비해 얼마나 뚜렷하게 재현 되었는가(즉, 영상의 가독성)의 척도가 된다. 그러나 일반적으로 영상대조도가 우수하다고 영상의 가독성이 뛰어나다고 할 수 없으며, 이는 영상에 포함되어 있는 잡음의 정도에 따라 가독성이 좌우되기 때문이다. 즉 영상대도조가 아무리 좋아도 잡음이 상대적으로 크면 영상의 가독성은 저하되며, 역으로 영상대조도가 낮아도 상대적 잡음이 낮으면 영상의 가독성은 오히려 우수할 수 있다. 따라서 영상의 가독성은 영상대조도에 의해서만 결정되기보다는 영상대조도에 대한 잡음의 상대적인 비, 즉 신호 대 잡음비에 의해 결정된다고 할 수 있다. 일반적으로 X-선의 조사선량이 클 때 신호 대 잡음비 즉 영상의 가독성은 우수하나 대신 피사체의 피폭선량은 커진다. 임상에서의 X-선 영상획득 기본원칙은 '가능한 한 적은 피폭선량으로 많은 임상정보를 획득하는 것'이며, 이를 달성하기 위해 최소한의

조사선량으로 X-선 영상을 획득하게 된다. 따라서 임상에서 촬영되는 X-선 영상은 대부분이 영상대조도가 낮으며 이러한 환경에서 영상시스템의 해상도 평가는 중요하게 된다. 일반적으로 영상대조도가 높을 때 해상도는 우수하며, 역으로 영상대조도가 낮을 때 해상도는 저하되는 경향을 나타낸다. 본 연구에서는 주어진 디지털 X-선 영상 장치를 대상으로 영상대조도와 해상도와의 상관관계를 정량적으로 분석하기 위해 contrast- detail 특성을 평가하였다.

2. Rose 모델

세계 2차 대전 중 Richard Blackwell은 미 해군으로부터 지원을 받아 야간에 적의 잠수함을 찾아내기 위한 최소한의 빛 강도에 대한 시각적 인지에 관한 연구를 하였다. Blackwell의 연구 자료를 근거로 하여 Rose는 저대조도(quantum- limited) 상황에서 물체를 식별하기 위해서는 신호 대 잡음비가 5~7 이상이 되어야함을 밝혀내었다[5]. Rose 모델을 사용하여 신호 대 잡음비의 상관관계를 유도하면 식 (1)과 같이 표현할 수 있다.

$$SNR^2 = C^2 \Phi A \geq 5^2 \sim 7^2 \qquad (1)$$

여기서 C는 주어진 대조도를, Φ는 이미지 형성에 사용된 photon fluence로서 단위 면적당 photon 수를, 그리고 A는 관측하고자 하는 물체의 면적을 각각 나타낸다.

3. 실험 방법

3.1 CDRAD 2.0 팬톰 및 촬영조건

그림 1은 본 실험에 사용한 CDRAD 2.0 팬톰을 나타내며 10㎜ 두께의 PMMA(polymethyl methacrylate) 플라스틱 평판에 직경(D)과 깊이(d)가 다른 일련의 구멍들을 뚫어 놓은 것으로서, 구멍의 직경은 해상도를 그리고 구멍의 깊이는 대조도를 각각 나타낸다[6]. 이 때 주어진 촬영 조건에서 대조도는 그림 2와 식(2)과 같이 계산할 수 있으며, 이때 f0, f1, fB는 각각 입사 및 구멍과 주변 물체를 지나는 photon fluence를 나타낸다. 주어진 촬영 조건에서 CDRAD 팬텀을 사용하여 디지털 X-선 영상을 획득한 후, 인지할 수 있는 최소 구멍의 직경을 육안으로 평가하여 대조도(혹은 일련의 구멍 깊이) 대 최소 구멍의 직경을 그린 곡선이 contrast-detail 곡선이며, 이는 영상장치의 명세성을 나타내는 성능지표가 된다.

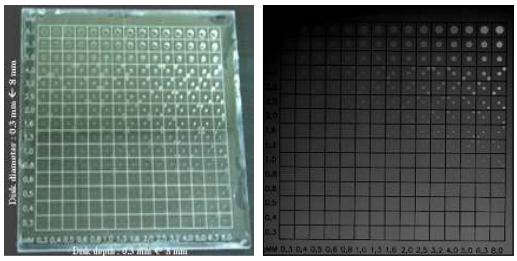

그림1. CDRAD 2.0 팬톰 및 촬영 X-선 영상의 예

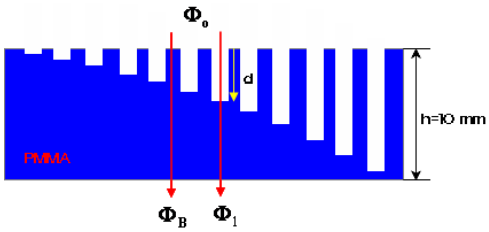

그림2. 구멍 깊이(d)에 따른 대조도 계산

$$C(d) \equiv \frac{\Phi_1 - \Phi_B}{\Phi_B} = \frac{\Phi_0 e^{-\int \mu_{PMMA}(E)(h-d)dE} - \Phi_0 e^{-\int \mu_{PMMA}(E)hdE}}{\Phi_0 e^{-\int \mu_{PMMA}(E)hdE}} = e^{d\int \mu_{PMMA}(E)dE} - 1 \qquad (2)$$

그림 3은 주어진 촬영 조건에서의 SRS-78 프로그램으로 시뮬레이션 한 X-선 스펙트럼을 나타내며, 그림 4는 주어진 촬영 조건에서 측정된 조사선량 및 계산된 photon fluence를 나타낸다.

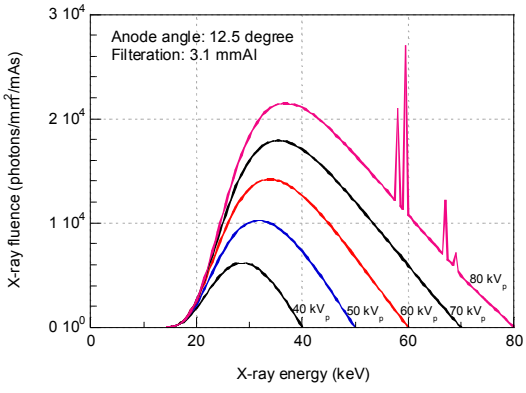

그림3. 주어진 촬영조건에서의 X-선 스펙트럼

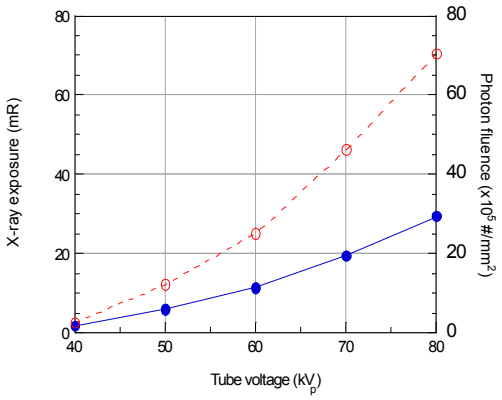

그림4. 주어진 촬영조건에서의 측정된 조사선량 및 계산된 photon fluence.

그림 5는 식(2)를 사용하여 주어진 촬영 조건에서 계산된 구멍 깊이에 따른 대조도를 나타낸다. 구멍의 깊이가 지수함수적으로 변하기 때문에 대조도도 지수함수적으로 변함을 알 수 있다.

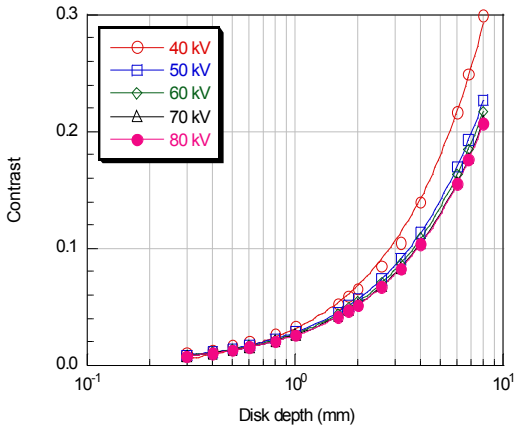

그림5. 주어진 촬영조건에서 계산된 구멍 깊이에 따른 대조도

3.2 실험 방법

그림 6은 본 영상장치의 contrast-detail 특성을 평가하기 위한 실험장치 구성을 보여 준다. 그림 6에서 나타낸 바와 같이 CDRAD 2.0 팬톰을 디지털 X-선 영상장치 위에 직접 올려놓고(확대도~1), X-선관을 영상센서에서 100㎝ 떨어진 거리에 위치시킨 상태에서 관전류량을 16mA.s로 고정시킨 후 관전압을 40-80kVp로 변화시켜 가면서 펜텀 영상을 획득하였다. 그림 1(오른쪽)은 관전압 80kVp에서 촬영한 펜텀의 X-선 영상을 보여준다. 획득된 펜텀 영상으로부터 인식 가능한 최소 구멍 크기를 측정하여 contrast-detail 곡선을 구하였다.

그림6. Contrast-detail 곡선을 획득하기 위한 실험장치 구성

4. 실험 결과 및 논의

4.1 Contrast-detail 곡선

그림 7은 CDRAD 2.0 팬톰을 사용하여 주어진 촬영 조건에서 측정한 contrast-detail 곡선을 보여 준다. 그림 7에 나타낸 바와 같이 일정한 구멍 깊이(즉, 대조도)에서 인식 가능한 최소 구멍의 크기는 관전압이 증가할수록 적어짐을 알 수 있다. 이는 관전압이 증가할수록 photon fluence도 증가하여 대조도 특성이 향상됨을 의미한다.

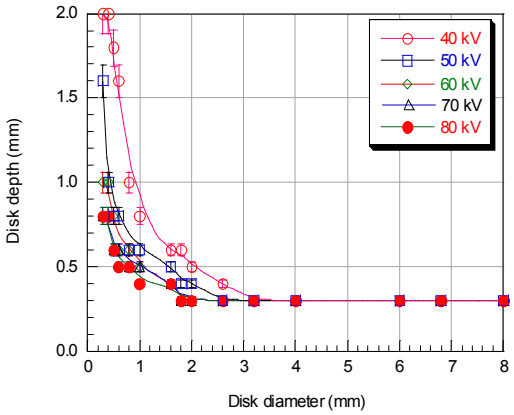

그림7. 주어진 촬영 조건에서 측정된 contrast-detail 곡선

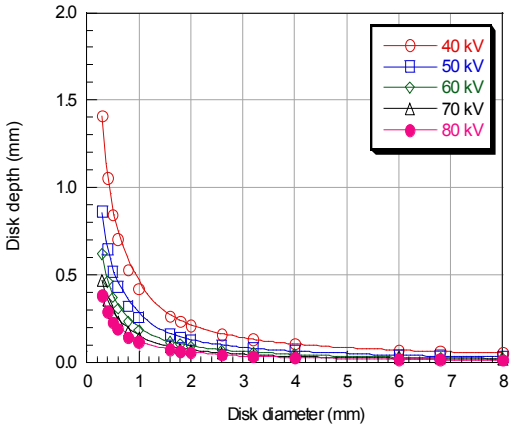

그림8. 주어진 촬영 조건에서 Rose 모델을 사용하여 계산된 contrast-detail 곡선

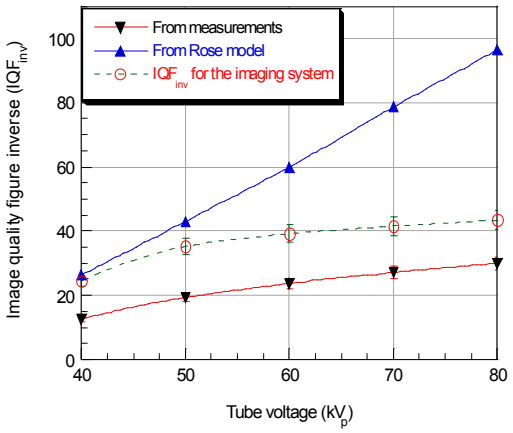

그림9. 관전압에 따른 IQFinv 인자 측정치

그림 7에 나타낸 특성곡선은 영상장치 및 판독자 특성 모두에 의해 최종 영상의 해상도에 미치는 영향을 반영한 것으로써, 영상 장치의 특성만을 나타내기 위해서는 판독자의 주관적 영향을 배제하여야 한다. 판독자의 주관적 영향은 판독자 개인마다 다르므로 여기서는 Rose 모델을 사용하여 평균적인 인간의 주관적 영향만을 고려한 contrast-detail 곡선을 계산한 후 이를 빼 줌으로써 영상 장치에 의한 contrast-detail 곡선을 구하였다. 그림 8은 Rose 모델을 기반으로 주어진 촬영 조건에서 계산된 인간의 주관적 영향에 대한 contrast-detail 곡선을 나타낸다.

측정된 contrast-detail 특성의 정량적 평가를 위해 IQFinv(image-quality-figure inverse) 인자를 식(3)과 같이 정의하여 분석하였다.

$$IQF_{inv} = \sum_{i=1}^{15} (C_i \times D_i)^{-1} \qquad (3)$$

이 때 Ci 및 Di는 인식 가능한 최소 구멍의 깊이(㎜) 및 직경(㎜)을 의미한다. IQFinv 인자의 값이 높을수록 contrast-detail 특성은 우수하다. 그림 9는 관전압에 따른 IQFinv 값을, 그리고 그림 10은 측정된 조사선량에 따른 IQFinv 값을 각각 나타낸다.

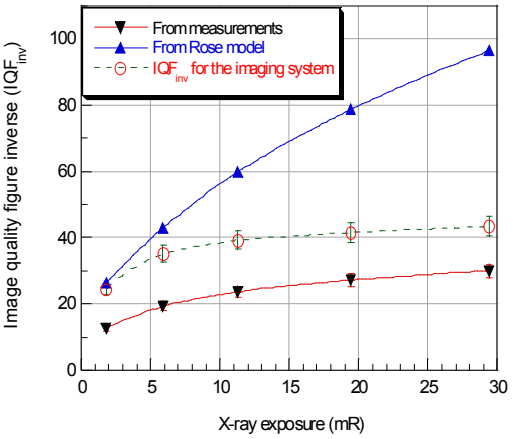

그림10. 조사선량에 따른 IQFinv 인자 측정치

평가된 영상장치의 IQFinv 값은 주어진 광 플루언스(즉, 1.8×105, 5.9×105, 11.3×105, 19.4×105, 29.4×105 photons/㎟)에서 각각 24.4, 35.3, 39.2, 41.5, 43.4으로 광 플루언스가 증가할수록 점진적으로 증가하였으며, 이는 광 플루언스가 증가할수록 영상의 가독성이 향상됨을 나타낸다.

감사의 글

본 논문은 과학기술부 및 과학재단의 원자력기초공동연구소과제(M2-0376-03-0000)의 지원에 의해 수행되었음.

참 고 문 헌

[1] Martin Spahn, "Flat Detectors and Their Clinical Applications," Eur. Radiol., Vol. 15, No. 1, pp. 1934-1947(2005).

[2] R. F. Wagner and D. G. Brown, "Unified SNR Analysis of Medical Imaging System," Phys. Med. Biol. Vol. 30, No. 1, pp. 489-518(1985).

[3] A. E. Burgess, R. F. Wagner, R. J. Jennings, and H. B. Barlow "Efficiency of Human Visual Signal Discrimination," Science, Vol. 214, No. 1, pp. 93-94(1981).

[4] B. H. Hasegawa, "Medical X-ray Imaging," Medical Physics Publishing, Chapter 1 and 9(1991).

[5] CDRAD 2.0 phantom, Nuclear Associates, Carle Place, NY.