

선형시스템 전달이론을 이용한 간접변환방식 디지털 래디오그래피 디텍터의 신호 및 잡음 분석

*부산대학교 기계공학부, †고려대학교 방사선학과

윤승만* · 임창휘* · 한종철* · 조옥라* · 김정민† · 김호경*

간접변환방식 CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor) 엑스레이 디텍터 시스템의 성능 분석 및 개선을 위하여 공간주파수에 따른 DQE (detective quantum efficiency)를 모델링 하였다. 모델의 검증은 위하여 마모그래피 W/AI 선질에 대한 modulation-transfer function (MTF), noise-power spectrum (NPS)를 측정하고 이로부터 DQE를 계산하였으며, 모델과 측정된 DQE는 전체 공간주파수 영역에서 서로 잘 일치함을 확인하였다. 검증된 모델을 이용하여 형광스크린 양자효율 및 MTF, Swank 잡음, 포토다이오드 양자효율 등 CMOS 디텍터 시스템의 DQE 성능에 영향을 미칠 수 있는 다양한 디자인 파라미터의 역할을 살펴보았다. 엑스레이 디텍터 시스템의 신호 및 잡음 분석에 대해 이와 같은 선형시스템 전달을 이용한 이론적인 접근법은 이미 개발된 의료영상시스템을 이해할 수 있는 유용한 도구일 뿐만 아니라 새로운 디텍터 개발 및 최적화를 위한 도구로 활용될 수 있을 것이다.

중심단어: 디지털 래디오그래피, 엑스레이 디텍터, 선형시스템 전달이론, MTF, NPS, DQE

서 론

1895년 Roentgen이 처음으로 엑스레이 영상을 촬영한 이후 엑스레이를 이용한 영상화 기술은 의료 및 산업용 비파괴 검사 등 다양한 분야에 널리 활용되고 있다. 최근에는 반도체 공정기술 및 컴퓨터 전산 기술의 발달로 기존의 아날로그 필름을 대신하여 반도체 디텍터 기반의 디지털 엑스레이 영상화 기술(DR: digital radiography)이 큰 각광을 받고 있다.¹⁾ DR은 획득 영상의 손쉬운 저장 및 전송을 가능하게 하므로 PACS (picture archiving and communications system) 구축에 용이할 뿐 아니라 획득 영상의 디지털 후처리 또한 가능하다. 무엇보다 낮은 선량에서 상대적으로 높은 품질의 영상을 얻을 수 있다는 점에서 아날로그 필름 래디오그래피에 비해 큰 이점이 있으며, 지속적인 영상 품질의 향상과 DR 디텍터 가격의 하락으로 DR 보급이 확대되고 있다.

이 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음.

이 논문은 2010년 7월 13일 접수하여 2010년 8월 20일 채택되었음.

책임저자 : 김호경, (609-735) 부산시 금정구 장전2동 산30

부산대학교 기계공학부

Tel: 051)510-3511, Fax: 051)518-4613

E-mail: hokyung@pusan.ac.kr

DR 디텍터는 엑스레이를 검출하여 영상화하는 방법에 따라 크게 두 가지 방식으로 구분된다. 첫 번째 방식은 비정질 셀레늄 등의 광전도체를 이용하여 입사하는 엑스레이를 직접 전기신호로 변환하는 방식이며, 엑스레이 에너지 흡수에 비례하여 발생한 전자 이온쌍(electron-hole pairs)이 광전도체 내에서 전기력선을 따라 산란 없이 각 픽셀에서 계측되기 때문에 영상의 해상도가 매우 우수하다.²⁾ 그러나 현재까지 유일하게 상용화되어 사용되고 있는 비정질 셀레늄의 경우 낮은 엑스레이 양자효율과 잡음 앨리어싱(noise aliasing) 문제로 인해³⁾ 고해상도를 요구하는 마모그래피 시스템 등에 한정적이며, 이러한 단점을 해결하기 위해 새로운 광전도체 물질(예, HgI₂, PbI₂, PbO 등)에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다.⁴⁾

두 번째 방식은 디텍터로 입사된 엑스레이와 반응하여 가시광선 파장대의 빛을 발생시키는 섬광체 또는 형광스크린을 이용하는 방식으로 포토다이드를 통해 빛을 전기신호로 변환하기 때문에 이를 간접변환방식이라 한다.⁵⁾ 섬광체로 사용되는 물질(예, CsI:Tl, Gd₂O₂S:Tb)의 상대적으로 높은 원자번호와 밀도에 의한 높은 엑스레이 양자효율의 장점과 빛의 산란으로 인한 (공교롭게도) 낮은 잡음 앨리어싱으로 직접변환방식에 비해 비교적 널리 사용되고 있다.¹⁾ 이러한 간접변환방식 DR 디텍터는 현재까지 비정질 실리

콘 박막트랜지스터 기반의 대면적 평판형 디텍터가 주를 이루고 있으며, 최근에는 CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor) 공정을 이용한 포토다이오드 어레이가 마모그래피 등의 응용에 주목을 받고 있다. CMOS 기술은 기존의 비정질 실리콘 기반 평판형 디텍터에 비해 낮은 영상 지연(image lag)과 높은 픽셀 개구율(fill factor) 그리고 우수한 잡음 특성에 따른 높은 신호대 잡음비(SNR: signal-to-noise ratio) 등의 다양한 장점을 제공한다.⁶⁾ 이처럼 최근에는 기존의 DR 디텍터들의 단점은 극복하고 장점은 극대화시킨 보다 나은 성능의 DR을 위한 연구가 활발히 진행되고 있다.¹⁾

기존 DR 디텍터의 성능을 개선하거나, 또는 새로운 DR 디텍터를 개발하고 목표로 하는 응용분야에 걸맞도록 성능을 최적화하기 위해서는 많은 시간과 비용을 필요로 한다. 따라서 DR 디텍터의 실제 제작에 앞서 성능의 최적화 및 설계를 수행할 수 있는 도구의 개발이 필요하다. 선형시스템 전달이론(linear-systems transfer theory)은 입사하는 엑스레이에서부터 최종적으로 디지털 영상이 형성되기까지, DR 디텍터에서의 물리적인 각 신호변환 단계들을 논리적으로 기술하여 각 단계에서의 신호와 잡음을 모사할 수 있다.^{1,7,8)} 이는 사전에 설계된 DR 디텍터의 신호와 잡음에 대한 예측을 가능하게 하며, 다양한 설계 변수에 따른 시뮬레이션을 가능하게 하므로 DR 디텍터의 개발 및 최적화에 매우 유용한 도구라고 할 수 있다.

일반적으로 DR의 성능을 구성하고 결정하는 가장 기본적인 인자로는 콘트라스트, 공간해상도 그리고 잡음 등을 들 수 있다. MTF (modulation-transfer function)는 공간해상도에 따른 콘트라스트의 전달특성을 나타내며, 이는 다양한 크기의 대상체(또는 병변)에 대한 콘트라스트를 얼마나 효율적으로 영상화하였는가를 나타내는 영상시스템의 전달함수이다.⁹⁾ 공간해상도는 영상에서의 잡음에도 영향을 미친다. 즉, 잡음의 공간적 상관관계는 얼마나 작은 대상체를 인식할 수 있는가를 판별할 수 있는 매우 중요한 척도가 된다. 따라서 잡음 또한 공간해상도와 함께 결합된 지표를 이용하여 측정 및 평가가 되어야 하며, 이를 NPS (noise-power spectrum)라 한다.⁹⁾ 일반적으로 잡음은 픽셀값의 분산 혹은 표준편차 등 통계적인 양으로 기술될 수 있으며, 입력 영상에서의 신호 변화량이 시스템에 의해 어떻게 변화되었나를 나타내는 척도이다. 이와 같은 객관적인 성능 평가 지표들이 영상시스템의 성능을 기술하는 데에 사용되고 있다. 그러나 모든 공간주파수에서 높은 MTF 결과를 보인다고 해서 성능이 우수한 영상시스템이라고 할 수는

없다. 우수한 영상시스템은 대상체의 크기에 따라 콘트라스트가 우수해야 함과 동시에 잡음이 작아야 하기 때문이다. 즉, 우수한 영상이란 대상체의 크기에 따른 SNR이 뛰어난 영상을 의미한다.¹⁰⁾ 이와 관련된 성능평가 지표로는 아래의 식 (1)에서 기술한 DQE (detective quantum efficiency)를 들 수 있으며, 이는 입력 영상신호를 그 시스템이 얼마나 유용하게 활용하여 영상화하였는가를 나타내는 시스템 효율의 척도이다.

$$DQE(\rho) = \frac{SNR_{out}^2(\rho)}{SNR_{in}^2(\rho)} = \frac{\bar{d}^2 MTF^2(\rho)}{NPS(\rho)} \Big/ \bar{q}_0 = \frac{\bar{q}_0 \bar{G}^2 MTF^2(\rho)}{NPS(\rho)} \quad (1)$$

여기서 \bar{q}_0 는 디텍터로 입사되는 엑스레이 포톤의 수(fluence)를 의미하며, \bar{G} 는 디텍터의 평균 이득을 의미한다. 그리고 ρ 은 공간좌표 r 에 대한 Fourier pair이다. 디텍터의 평균 출력신호의 크기와 입사 플루언스의 관계는 $\bar{d} = \bar{q}_0 \bar{G}$ 으로 표현된다. 수식에서도 알 수 있듯이 DQE는 신호와 잡음을 모두 다루는 지표이기 때문에 시스템의 MTF와 NPS에 의존한다. 때문에 DQE는 엑스레이 영상시스템의 성능 지표 가운데 가장 대표적이며 중요한 지표라고 할 수 있다.

본 논문에서는 선형시스템 전달이론을 이용하여 간접변환방식 디지털 라디오그래피 디텍터의 신호 및 잡음 특성에 대해 살펴 보았다. 모델의 검증을 위해 최근에 개발된 형광스크린, fiber-optic faceplate, CMOS 포토다이오드 어레이 조합의 디텍터를 채택하여 모델링을 수행하였으며, 실험을 통해 MTF, NPS, DQE를 측정, 모델링 결과와 비교를 하였다. 또한 이론적 DQE 모델을 이용하여 보다 나은 성능을 위한 디자인 파라미터의 설계 방향에 대하여 살펴 보았다. 선형시스템 전달이론은 디텍터의 성능과 디자인 파라미터의 관계를 정량적으로 제시해 주며, 따라서 보다 나은 디텍터 설계에 유용하게 활용될 수 있다.

재료 및 방법

1. 선형시스템 전달이론

간접변환방식 DR에서 한 장의 엑스레이 영상의 형성은 형광스크린으로 입사된 엑스레이 에너지의 흡수, 가시광선 빛의 2차 정보 캐리어로의 변환 및 산란, 그리고 다시 포토다이오드에서 전기신호로의 변환 등 다양하고 복잡한 여러 단계로 구분될 수 있다. 만약 이와 같은 일련의 단계가 선형적으로 연관되어 있다면, 선형시스템 전달이론은 이러한

디텍터 내 각 단계들의 정보 캐리어에 대한 물리적인 거동을 간단한 전달식을 이용하여 전체 시스템의 성능을 모델링할 수 있다. DR 시스템에 선형시스템 전달이론을 적용하기 위해서는 두 가지 중요한 전제조건이 필요하다. 첫째는 시스템의 응답이 선형인 동시에 위치에 대해 불변인 특성(LSI: linear and shift-invariant)을 가지고 있어야 하며, 랜덤한 잡음의 통계적인 특성이 시간에 따른 영상에서의 통계적 특성(적어도 평균값과 자기상관함수)이 시간에 무관한 특성(wide-sense stationary)을 가져야 한다.¹¹⁾ 일반적으로 위의 특성을 완벽하게 충족하는 DR 시스템은 없으나, 시스템의 설계 자체가 잘못되어 시간에 대해 안정적이지 못한 응답을 보이거나 시스템의 구조상 위치에 따라 응답 특성이 다른 경우 등을 제외하고는 대부분의 경우 위의 조건을 부분적으로 만족시키기 때문에 이와 같은 가정을 통하여 모델링하는 경우가 일반적이다.⁷⁾

각 단계를 기술하는 기본적인 프로세스로는 임의의 정보 캐리어가 다른 형태의 캐리어로 변환됨으로써 나타나는 캐리어 수의 변화 및 이에 의한 잡음의 발생과 공간 상에서의 흩어짐에 의해 영상이 흐려지는 정도를 기술하는 부분 등으로 크게 구분할 수 있다. 정보 캐리어의 변환과 관련된 프로세스는 확률 및 통계적인 방법으로 기술되는 반면, 영상의 흐려짐과 관련해서는 확률 및 통계적인 방법 이외에도 경우에 따라 결정론적인 방법으로 기술될 수도 있다. 또한 정보 캐리어를 표현하는 방법에 있어서 엑스레이, 빛 그리고 전자 등의 모든 정보 캐리어는 에너지의 알갱이에 해당하므로 양자(quantum)라고도 표현한다.

1) 양자 증폭 및 선택: 양자의 증폭 및 선택은 시스템에서 신호의 전달과정 중 임의의 물리적 반응 단계에서 입력 양자 수에 대한 출력 양자 수의 변화 혹은 입력 양자가 반응을 하느냐 혹은 하지 않느냐를 기술하는 프로세스이다. 이를 일련의 물리적 단계 중 하나의 프로세스로 모델링 하였을 때, 만약 i 번째 단계에서의 평균이득, 혹은 반응효율이 \bar{g}_i 이고, 이에 대한 분산을 $\sigma_{g_i}^2$ 로 기술할 수 있는 프로세스라면, 그 단계에서의 평균 출력 신호(2a) 및 출력 잡음(2b)은 아래와 같이 주어진다.¹²⁾

$$\bar{q}_i = \bar{g}_i \bar{q}_{i-1} \tag{2a}$$

$$W_i(\mathbf{p}) = \bar{g}_i^2 W_{i-1}(\mathbf{p}) + \sigma_{g_i}^2 \bar{q}_{i-1} \tag{2b}$$

여기서 $W(\mathbf{p})$ 은 공간주파수 함수의 NPS를 나타낸다. 이와 같은 프로세스의 예로는 형광스크린 내에서 엑스레이 에너

지의 흡수 및 빛의 발생 등을 들 수 있다. 또한 일반적으로 엑스레이를 검출하는 디텍터에서 양자의 증폭 및 선택 단계에서 확률론적으로 발생하는 잡음을 Swank 잡음이라 하며 아래의 식 (3)과 같이 해당 단계 이득의 평균 및 분산으로 예측할 수 있다.¹³⁾

$$I = \frac{\bar{g}^2}{\bar{g}^2 + \sigma_g^2} \tag{3}$$

2) 결정론적인 방법으로 기술되는 영상의 흐려짐: 영상 시스템에서 영상이 흐려지게 되는 요인은 다양한 물리적 메커니즘에 기인하며, 이와 같이 영상이 흐려지는 프로세스는 그 단계에서의 PSF (point-spread function)으로 기술할 수 있다. 이와 같이 PSF로 기술되는 영상의 흐려짐은 선형 시스템 전달이론에서 크게 두 가지로 구분되며, 그 중 하나는 영상의 흐려지는 정도가 수학적으로 입력 신호와 PSF의 convolution으로 표현되는 즉, 결정론적인 방법으로 기술되는 영상의 흐려짐이다. 이의 대표적인 예로는 양자의 분포로 이루어진 영상(quantum image)을 유효한 픽셀 크기로 한정하여 디지털 샘플링 이전 단계의 영상을 얻는 경우이다.¹⁴⁾ 이 경우 출력 신호의 크기는 입력 신호에 대해 픽셀의 유효 면적(aperture)을 곱한 것이 되며, 잡음의 경우 이전 단계의 잡음에 MTF의 제곱을 곱한 것과 같다.¹⁴⁾ 이를 수식으로 표현하면 아래와 같다.

$$\bar{q}_i = a^2 \bar{q}_{i-1} \tag{4a}$$

$$W_i(\mathbf{p}) = W_{i-1}(\mathbf{p}) T_i^2(\mathbf{p}) \tag{4b}$$

여기서 a^2 은 픽셀의 유효 면적을 나타내며, $T_i(\mathbf{p})$ 는 PSF를 푸리에 변환(Fourier transformation)하여 구한 해당 단계의 MTF이다.

3) 확률론적인 방법으로 기술되는 영상의 흐려짐: 또 다른 영상의 흐려짐을 기술하는 방법으로는 확률론적인 방법이 있다. 결정론적인 방법과의 중요한 차이점은 PSF를 확률밀도함수로 간주하고, 이에 따라 입력신호를 재분포(re-distribution) 혹은 재위치(relocation) 시킨다는 점이다. 형광스크린 내에서 빛의 산란에 의해 영상이 흐려지는 경우가 대표적인 예라고 할 수 있다. 신호와 잡음의 전달에 대한 각각의 식은 다음과 같다.¹⁴⁾

$$\bar{q}_i = \bar{q}_{i-1} \tag{5a}$$

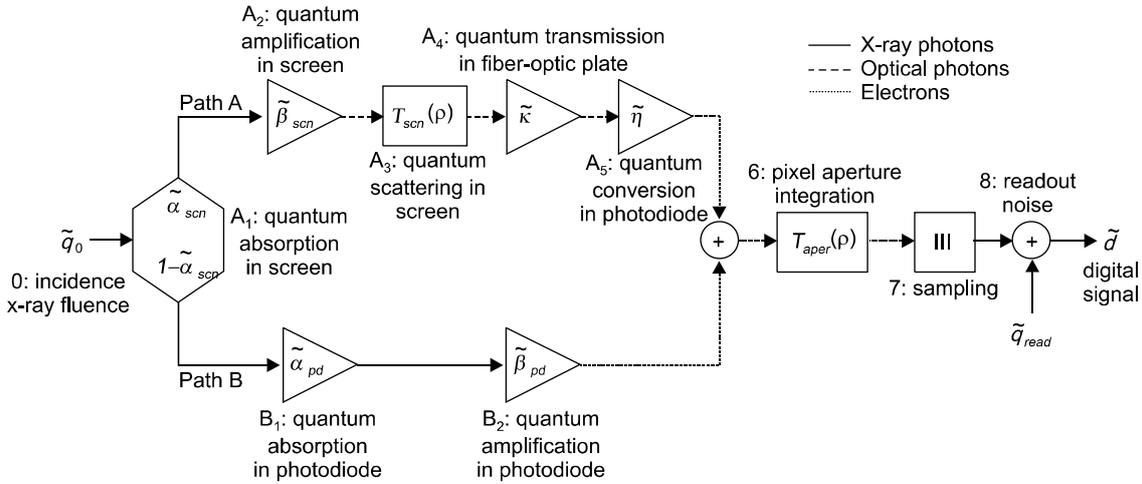


Fig. 1. Block diagram describing the cascade model to assess the signal and noise transfer in the indirect-detection CMOS digital radiography detector. Path A describes the correlated optical signal and noise transfer and path B describes the uncorrelated direct x-ray absorption process. A detailed description of each stage is summarized in Table 1.

$$W_i(\rho) = [W_{i-1}(\rho) - \bar{q}_{i-1}]T_i^2(\rho) + \bar{q}_{i-1} \quad (5b)$$

이와 같은 세 가지의 대표적인 신호 및 잡음 전달 프로세스를 이용하여 DR 디텍터에서의 신호 및 잡음의 전달과정을 모델링 할 수 있다.

2. 간접변환방식 CMOS 평판형 디텍터

간접변환방식의 DR 디텍터를 구성하기 위하여 RadEye100EV™ (Rad-Icon Imaging, DALSA Corporation, Sunnyvale, CA, USA) CMOS photodiode array를 선정하였다. CMOS 디텍터의 전체 면적은 49.2×98.3 mm²이며 96 μm의 픽셀 간격으로 512×1,024개의 포토다이오드가 배열되어 있으며, 픽셀의 개구율은 0.85이다. 또한 550 nm 파장의 입사광에 대하여 포토다이오드는 55%의 양자효율을 가지며 730 e⁻ (electrons)의 평균 리드아웃 잡음을 가진다. 본 연구에 사용된 CMOS 디텍터에 대한 전기적/광학적 사양은 참고문헌 15를 참조하기 바란다.

입사 엑스레이를 빛으로 변환하는 형광스크린을 CMOS 디텍터에 직접 커플링하여 사용하였다. 사용된 형광스크린은 85 μm 두께의 상용 Gd₂O₂S:Tb 섬광체인 Min-R2190™ (Carestream Health, Inc., USA)이며 형광스크린에서 반응하지 못한 엑스레이가 포토다이오드에 직접 흡수되어 야기되는 잡음을 최소화하기 위하여 3 mm 두께의 fiber-optic plate (FOP, INCOM, Inc., USA)를 사용하였다.

3. CMOS 디텍터의 모델링

본 연구에서는 간접변환방식 CMOS 디텍터에 선형시스템 전달이론을 바탕으로 각 단계에서의 신호와 잡음의 전달을 모델링함으로써 입력 엑스레이에 대한 SNR과 출력 신호의 SNR의 비로 나타내어지는 DQE를 예측하였다. CMOS 디텍터에 대한 다단계 전달 모델을 Fig. 1에 블록 다이어그램으로 기술하였다. 입사 엑스레이가 형광스크린에 흡수되어 빛으로 변환된 후 이를 포토다이오드에서 계측하는 경로를 기술하는 path A와 형광스크린과 반응하지 않은 엑스레이가 포토다이오드와 직접 반응하는 path B로 구성된다.¹⁶⁾ Path A에 의하면 디텍터에 입사된 엑스레이 포톤은 평균 α_{scn}의 확률로 형광스크린과 반응하여 에너지를 전달(A₁)하고, 전달된 에너지에 비례하는 양의 빛이 평균 β_{scn}의 이득으로 발생(A₂)한다. 발생한 빛은 스크린의 바닥면까지 도달하여 계측되기까지 공간 상에서 산란을 일으켜 결과적으로 영상의 흐려짐을 야기한다. 이 때의 확률론적인 흐려짐은 형광스크린의 MTF인 T_{scn}(ρ)로 기술(A₃)된다. 형광스크린을 빠져 나온 빛은 FOP의 평균 투과율 κ에 의해 FOP를 빠져 나오게(A₄)되며, FOP를 투과한 빛은 포토다이오드의 평균 양자효율 η에 의해 전기적인 신호로 변환(A₅)된다. 이는 간접변환방식 DR 디텍터의 일반적인 영상 형성 과정이다. 대부분의 정보 캐리어가 path A를 따르지만, path B와 같이 형광스크린에서 흡수되지 못한 엑스레이가 포토다이오드와 직접 반응하여 야기하는 잡음을 고려함으로써 좀 더 실제에 가까운 모델링을 적용할 수 있다.¹⁷⁾

Path B에 의하면 스크린에 흡수되지 못한 평균 $1 - \alpha_{scn}$ 의 확률의 엑스레이가 평균 α_{pd} 의 확률로 포토다이오드에 직접 흡수(B₁)되며, 이 때 흡수된 에너지에 비례하는 만큼의 전기적 신호가 β_{pd} 의 이득으로 발생(B₂)하게 된다. Path A와 B는 서로 독립적인 프로세스이므로 발생한 잡음에 서로 상관관계가 없어 단순히 더하여 최종 신호 및 잡음으로 표현할 수 있다. 두 경로에서 발생한 신호와 잡음은 포토다이오드 내의 픽셀 유효면적으로 적분하여 한정된다. 이 때 유효면적 크기에 의한 결정론적인 흐려짐이 발생하게 되며, 이 때의 MTF인 $T_{aper}(\mathbf{p})$ 는 픽셀 유효면적 크기의 sinc 함수로 기술된다. 이렇게 적분된 신호는 이차원으로 분포하는 신호를 픽셀간격으로 샘플링하는 과정을 거친다. 이는 단순히 이차원 신호 분포에 대해 픽셀 간격마다 값을 취하는 것을 의미하는 것으로 신호의 크기 변화는 없으며, 잡음의 경우 샘플링 이전 단계의 잡음에 픽셀 간격으로 배열된 델타함수의 푸리에 변환 함수의 이차원 convolution으로 나타낼 수 있다. 마지막으로 샘플링 후의 신호에 추가의 전기적 잡음이 더해지게 되는데, 이 전기적 잡음은 이전까지 기술한 잡음과는 독립이며, 공간상에서도 상관관계가 없는, 즉 푸리에 도메인에서 백색잡음(white noise)으로 고려할 수 있다.¹⁶⁾ 본 연구에서 사용된 다단계 모델링의 각 단계에서의 물리적 의미 및 사용된 기호를 Table 1에 요약하였다. 참고로 Fig. 1에서 각 심벌 위에 표현된 tilde 기호는 랜덤변수를 의미한다.

Fig. 1로 모델링된 DR 시스템의 신호와 잡음의 전달과정을 통하여 식 (1)의 DQE를 계산할 수 있다. DQE를 계산하기 위한 시스템의 총 이득은 아래의 식 (6)과 같다.

$$\bar{G} = a^2 [\alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta + (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}] \quad (6)$$

또한 시스템의 총 MTF는 스크린 내에서 빛의 산란을 기술하는 MTF와 픽셀 유효면적 크기의 sinc 함수의 곱(7)으로 나타내어진다.

$$MTF(\mathbf{p}) = T(\mathbf{p}) \text{sinc}(\pi a \mathbf{p}) \quad (7)$$

본 연구에서는 서로 상관관계가 없는 3개의 NPS 항을 구분하였다. 첫째는 path A를 거쳐 야기되는 correlated 잡음, 둘째는 path B를 통해 야기되는 uncorrelated 잡음, 그리고 마지막으로 추가적인 전기적 잡음이다.

$$NPS(\mathbf{p}) = W_{cor}(\mathbf{p}) + W_{uncor}(\mathbf{p}) + W_{add}(\mathbf{p}) \quad (8)$$

여기서 선형시스템 전달이론을 이용하여 모델링된 각 NPS 항은 아래의 식 (9)와 같다.

$$W_{cor}(\mathbf{p}) = \bar{q}_0 a^4 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \sum_{j=0}^{\infty} \left\{ \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T^2(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d}) \right] \text{sinc}^2[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \right\} \quad (9a)$$

$$W_{uncor}(\mathbf{p}) = \frac{\bar{q}_0 a^2 d^2 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \quad (9b)$$

$$W_{add}(\mathbf{p}) = d^2 \sigma_{read}^2 \quad (9c)$$

시스템 총 이득을 기술하는 식 (6)과 NPS를 기술하는 식 (9a), (9b), 그리고 (9c)의 자세한 유도는 “부록”에서 다루었다.

4. 모델의 검증

선형시스템 전달이론을 이용한 모델의 검증을 위하여

Table 1. Detailed descriptions of each physical process shown in Fig. 1.

Stage	Description	Symbol	Process
0	Incident x-ray	\bar{q}_0	Uniform distribution
A ₁	Quantum absorption in screen	α_{scn}	Binomial selection
A ₂	Quantum amplification in screen	β_{scn}	Binomial selection
A ₃	Quantum scattering in screen	$T_{scn}(\mathbf{p})$	Stochastic relocation
A ₄	Quantum transmission in FOP	κ	Binomial selection
A ₅	Quantum conversion in photodiode	η	Binomial selection
B ₁	Quantum absorption in photodiode	α_{pd}	Binomial selection
B ₂	Quantum amplification in photodiode	β_{pd}	Binomial selection
6	Aperture integration	$T_{aper}(\mathbf{p})$	Deterministic blurring
7	Sampling	III	Deterministic process
8	Additive electronic readout noise	σ_{add}	Deterministic process

RadEye100EV™ CMOS 평판형 디텍터를 이용한 실험을 수행하였다. CMOS 디텍터의 구성은 Fig. 2a와 같으며, 선형

시스템 전달이론의 블록 다이어그램인 Fig. 1의 이해를 돕기 위하여 엑스레이가 입사될 때 디텍터 내에서 발생하는 각 물리적 프로세스에 대하여 Fig. 2b에 간략히 나타내었다. 입사된 엑스레이의 반응경로를 크게 2가지로 나누었으며 두 경로의 주요 단계들의 디텍터 내 발생 위치를 표시하였다.

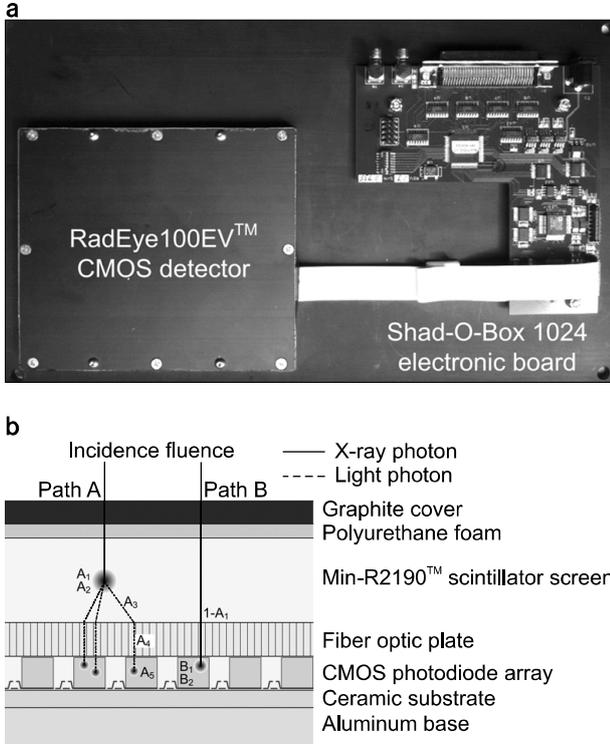


Fig. 2. (a) Photograph of RadEye100EV™ CMOS photodiode array and Shad-O-Box 1024 electronic board. (b) A sketch describes the main radiation interactions in the detector.

실험적으로 DQE를 측정하기 위해 IEC 62220-1-2 보고서¹⁸⁾에서 제시하고 있는 W/AI 마모그래피 선질을 사용하였다. 텅스텐 타겟의 마이크로 포커스 엑스레이 선원(Ultrabright™, Oxford Instruments X-ray Technology, Inc., USA)을 사용하였으며 28 kVp 관전압 설정에 0.5 mm 두께의 알루미늄 필터를 사용하였을 때 측정된 반가층은 0.52 mmAl이었다. 또한 마모그래피 촬영 조건을 모사하기 위하여 엑스레이 선원과 디텍터의 거리는 500 mm로 설정하였다. 영상을 1 fps로 획득하였으며, 각 관전류마다 20장의 영상을 획득한 후 gain-offset correction과 dead-pixel correction을 적용하여 분석에 사용하였다. 더불어 매 촬영마다 디텍터대신 캘리브레이션된 electrometer (Piranha™ R&F/M 605, RTI, Electronics AB, Sweden)를 위치시켜 조사선량(mR)을 측정하고 기록하였다.

실험결과를 바탕으로 디텍터의 MTF, NPS 그리고 DQE를 계산하였다. MTF는 10 μm 간격의 슬릿 카메라(I.I.E. GmbH, Aachen, Germany)를 이용한 slanted-slit method¹⁹⁾를 이용하여 계산하였다. 슬릿 카메라를 디텍터 게이트 라인 어드레싱 방향에 수직 방향으로, 또는 데이터 리드아웃 방

Table 2. Summary of the physical parameters used in the cascaded model analysis.

Parameters	Description	Values
α	Pixel aperture	0.0885 mm
d	Pixel pitch	0.096 mm
\bar{q}_0	Incident x-ray fluence	$1.56 \times 10^6 \text{ mm}^{-2}$
α_{scn}	X-ray absorption efficiency in the scintillator	0.5997 (MC)
β_{scn}	Secondary quanta amplification gain in the scintillator	927 (MC)
α_{pd}	X-ray absorption efficiency in the photodiode	0.000107 (MC)
β_{pd}	Secondary quanta amplification gain in the photodiode	2529 (MC)
κ	Fiber-optic plate transparency	0.5331
η	Quantum conversion efficiency in photodiode	0.55 @ 545 nm
I_{scn}	Statistical Swank noise factor in the scintillator	0.685 (MC)
I_{pd}	Statistical Swank noise factor in the photodiode	0.5703 (MC)
$T_{scn}(\rho)$	MTF of the scintillator	$(1 + 0.11759\rho^2)^{-1}$
$T_{aper}(\rho)$	MTF due to the aperture integration	$ \text{sinc}(a\rho) $
III	Sampling process	$\sum_{n=0}^{\infty} \delta(u \pm n/d)$
σ_{add}	Additive electronic readout noise	$730 e^-$

Values were computed for the CMOS photodiode array in conjunction with the Min-R2190™ screen for the imaging condition of W/AI mammography x-ray quality. The values estimated from the Monte Carlo simulations are marked by "(MC)".

향에 수직 방향으로 위치시켜 선퍼짐함수(line-spread function)를 구함으로써 두 방향성의 MTF를 측정하였다. NPS는 256×256 픽셀 수 관심영역으로 총 140개의 관심영역(10 ROIs/image×14 images)에 second-order polynomial surface de-trending과 spectral leakage를 제거하기 위한 Hamming window를 적용하여 계산하였다.¹⁹⁾ 실험적으로 측정된 MTF와 NPS를 바탕으로 DQE를 계산하였으며, 본 연구에서 모델링한 DQE와의 비교를 수행하였다. 보다 자세한 실험 절차와 DQE를 구하기 위한 MTF와 NPS의 각 역할은 참고문헌 19의 Fig. 2를 참고하기 바란다.

Table 2에 본 연구의 다단계 모델링으로부터 유도된 신호 및 잡음의 수식을 구성하는 각 파라미터들을 나타내었다. 픽셀간격 및 유효면적, 그리고 포토다이오드 양자효율 등 디텍터의 고유한 특성을 나타내는 파라미터들은 CMOS 디텍터 제작사인 Rad-ikon Imaging사에서 제공받은 파라미터를 사용하였으며, 나머지 입사 엑스레이 스펙트럼 등에 영향을 받는 파라미터들은 몬테칼로 시뮬레이션을 통해 계산하였다. Fig. 3은 본 연구에서 사용된 몬테칼로 시뮬레이션의 기하학적 구조를 나타낸다. 주요한 정보 캐리어 역할을 하는 엑스레이와 빛의 거동을 모사하기 위해 MCNPXTM (Version 2.5.0., Oak Ridge National Laboratory, USA)와 DETECT2000TM (Laval University, Quebec, Canada) 코드를 각각 사용하였다. 형광스크린과 포토다이오드에 흡수된 에

너지의 분포를 나타내는 absorbed-energy distribution, 그리고 형광스크린에서 발생된 빛이 흡수되지 않고 형광스크린 바닥까지 도달할 확률을 의미하는 light collection efficiency를 이용하여 형광스크린 및 포토다이오드 내의 양자효율, 2차 정보 캐리어의 발생 이득 그리고 Swank 잡음 등을 계산하여 모델링의 분석에 적용하였다.¹⁷⁾

결과 및 고찰

Fig. 4는 CMOS 디텍터의 두 방향별 측정 MTF와 픽셀의 유효면적에 의한 MTF (sinc 함수)를 보여준다. 게이트 라인 어드레싱 방향과 리드아웃 방향의 측정 MTF 비교를 해 보았을 때 그 차이는 미비하다. 이는 본 연구에 사용된 CMOS 디텍터의 픽셀이 거의 정방형으로 디자인 되었음을 시사한다. 측정 MTF가 sinc 함수로 기술된 MTF에 비해 상당히 낮았는데, 이의 주요 원인은 형광스크린 내에서 빛의 산란 때문이며, 형광스크린과 FOP 그리고 FOP와 CMOS 포토다이오드 어레이 사이의 미세한 공기층에서의 빛의 산란 역시 MTF 손실을 초래할 수 있다.

Fig. 5a는 CMOS 디텍터에 대해 측정된 NPS와 선형시스템 전달이론을 이용하여 계산한 NPS의 비교를 보여주고 있으며, Fig. 5b는 측정된 DQE와 계산한 DQE의 비교를 보여주고 있다. NPS와 DQE 모두 전체 공간주파수 영역에서 이론적 모델의 데이터가 실험 측정 데이터를 비교적 잘 기술하고 있다. 본 연구에서는 엑스레이 및 빛 양자의 상관 잡음, 형광스크린과 반응하지 않은 엑스레이에 기인한 잡

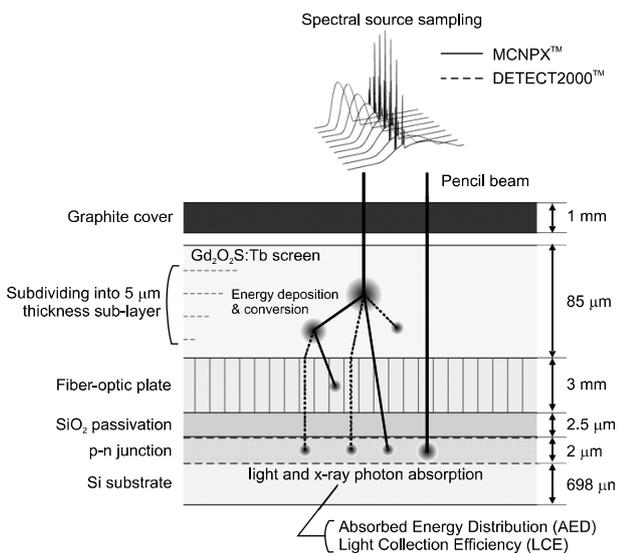


Fig. 3. A sketch describes the Monte Carlo geometry in this study. Solid and dotted lines describe x-ray and light photon transports, respectively. MCNPXTM and DETECT2000TM code were used to simulate the behavior of each information carrier.

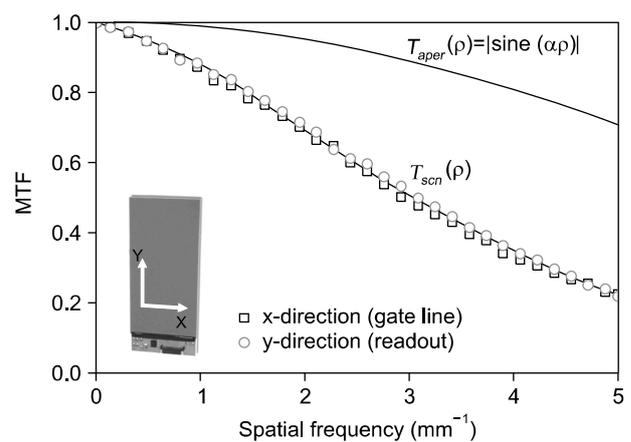


Fig. 4. Measured MTF curves in two perpendicular directions (gate-line addressing and readout directions). For a comparison, theoretical sine cardinal curve with the detector aperture size is also plotted, which is represented as $T_{aper}(\rho)$ in this study.

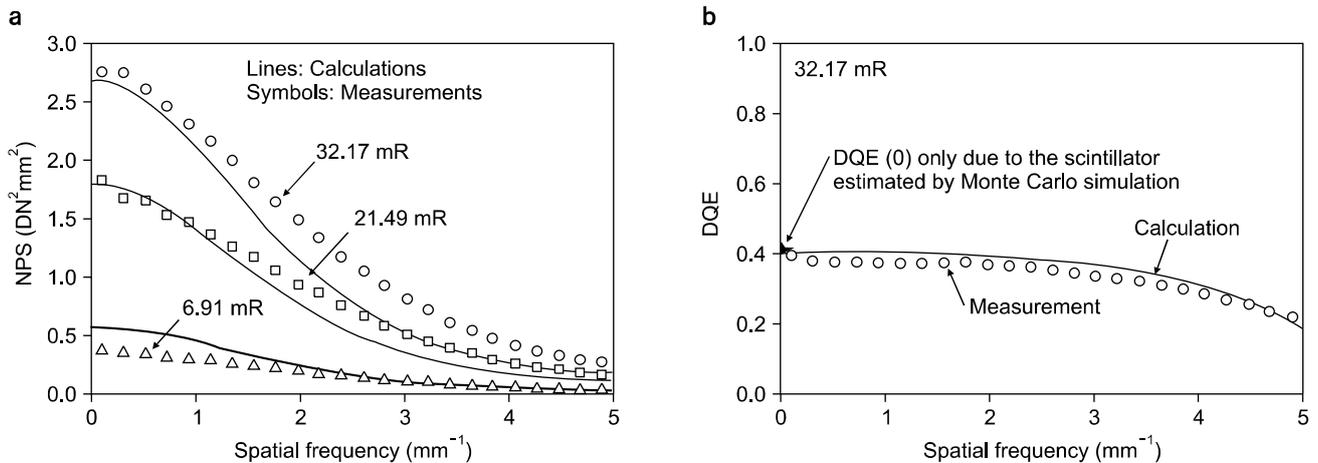


Fig. 5. Comparisons between the measurement and theoretically calculated (a) NPS and (b) DQE. The cascade model shows good agreements in the overall tendency in NPS and DQE characteristics.

음, 그리고 리드아웃 전기적 잡음 등을 고려하고 있는 반면, 형광스크린에서 산란된 엑스레이 등 이차적으로 발생한 방사선에 기인한 잡음은 고려하지 않고 있다.¹⁷⁾ 이와 같은 이차 방사선에 기인한 잡음을 고려한다면 더욱 정교한 신호 및 잡음의 전달 모델링을 수행할 수 있으나, Fig. 5b에서 보인 바와 같이 그 영향은 미비할 것으로 예상된다.

선형시스템 다단계 모델에서 포토다이오드로 직접 흡수되는 엑스레이의 신호 및 잡음에 비해 형광스크린에서 발생한 빛에 의한 신호 및 잡음이 주된 반응경로라고 가정하였을 때 zero 공간주파수 부근의 DQE인 DQE(0)는 $\alpha_{scn} \times I_{scn}$ 로 간단히 나타낼 수 있다. 이는 섬광체의 엑스레이 양자효율과 Swank 잡음 인자로 결정되며, 본 시스템이 이론적으로 얻을 수 있는 최대 성능을 의미한다. 몬테칼로 시뮬레이션 결과로부터 계산된 DQE(0)를 Fig. 5b에 별표로 나타내었으며, 또한 이러한 DQE(0)는 CMOS 디텍터의 포토다이오드 어레이 특성에 의한 변화보다는 형광스크린 특성에 의한 영향이 더욱 크다는 것을 Fig. 6a 및 b를 통해 알 수 있다.

Fig. 6은 CMOS 디텍터의 다양한 디자인 파라미터에 대한 DQE 계산 결과를 보여준다. Fig. 6a는 형광스크린의 엑스레이 양자효율에 따른 DQE를 나타내며 Fig. 6b는 Swank 잡음 인자, 그리고 Fig. 6c와 d는 각각 포토다이오드 어레이의 양자효율과 다양한 상용 $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ 형광스크린의 MTF에 대한 DQE 계산 결과를 나타낸다. 여기서 다양한 형광스크린의 MTF는 참고문헌 20으로부터 구하였다. 결과에서 보인 바와 같이 형광스크린의 엑스레이 양자효율과 Swank 잡음을 개선하는 것(Fig. 6a, b)이 포토다이오드의 양자효율

을 개선하는 것(Fig. 6c)에 비해 시스템의 DQE(0)를 향상시켜 전체 공간주파수의 DQE를 크게 향상시킬 수 있음을 알 수 있다. 이는 형광스크린의 성능이 시스템 전체의 성능을 크게 좌우함을 의미하며, 이론적 모델로부터 단순화된 DQE(0)의 수식을 통해서도 유추가 가능하다. 또한 본 연구에서 사용된 Min-R2000TM 섬광체 스크린 외에 다른 섬광체를 사용하여 시스템의 MTF를 개선하는 방법(Fig. 6d) 또한 공간주파수 증가에 따른 DQE 특성 개선을 위한 유용한 방법임을 알 수 있다.

이와 같이 CMOS 디텍터에 선형시스템 전달이론을 적용함으로써 NPS와 DQE 등 디텍터의 실제 측정 성능을 훌륭하게 기술할 수 있는 모델을 확립하는 연구는 단순히 시스템의 성능을 비교하는 것 이상의 의미를 가지고 있다. 실제 디텍터의 제작 이전 단계에 디텍터의 성능을 미리 예측할 수 있을 뿐만 아니라 효과적인 성능 개선을 위해서는 어떠한 디자인 파라미터를 개선해야 하는지에 대한 솔루션을 많은 비용과 시간을 요구하는 경험적인 데이터가 아니라 디텍터 내의 각 반응 단계별 세분화된 디자인 파라미터를 이용한 시뮬레이션을 통해 제공할 수 있다는 것이다.

결론

선형시스템 전달이론을 적용하여 간접변환방식 CMOS 디텍터의 신호 및 잡음의 전달을 기술하는 다단계 모델을 유도하였으며, 이를 이용하여 CMOS 디텍터의 성능을 예측하였다. 실제 실험으로 측정된 NPS와 DQE를 이용하여 모델의 타당성을 검증하였으며, 비교 결과 전체 공간주파

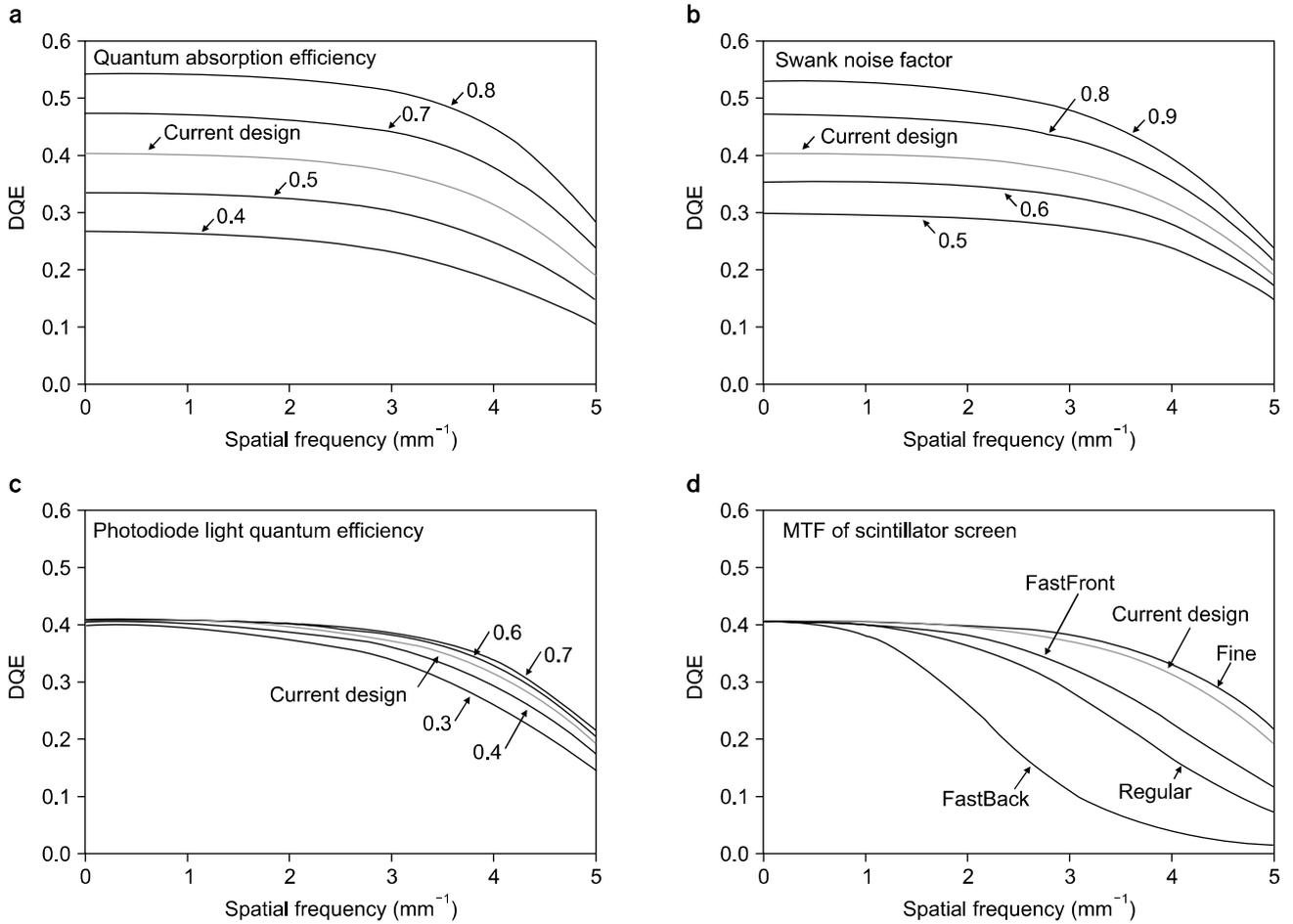


Fig. 6. Cascaded model analysis of DQE curves with respect to various design parameters of the CMOS photodiode array such as (a) phosphor quantum efficiency, (b) Swank noise factor, (c) photodiode quantum efficiency and (d) MTF characteristics of commercial $Gd_2O_3:Tb$ phosphor screens.

수 영역에서 이론적 모델이 실제 성능을 합리적으로 기술함을 확인하였다. 선형시스템 다단계 모델 분석 결과 간접 변환방식의 CMOS 디텍터에 사용되는 형광스크린의 성능이 시스템 전체의 성능에 크게 영향을 미치며, 동시에 가장 주요한 성능개선 파라미터임을 확인하였다.

본 연구에서 제안된 모델링은 DR 시스템을 설계하는데 매우 중요한 도구로 사용될 수 있으며, 이와 같은 선형시스템 전달이론은 computed tomography의 단층영상 시스템 뿐만 아니라 dual-energy imaging 등 새로운 영상화 기법에도 적용될 수 있다. 또한 최근 활발히 연구되고 있는 포톤 카운팅(photon counting) 방식의 디텍터 등 새로운 엑스레이 영상시스템으로 확장시킴으로써 효과적인 설계 및 검증의 도구로 사용할 때에 저선량, 고성능의 새로운 DR 시스템 개발 및 최적화에 필요한 비용과 시간을 절감할 수 있을

것이다.

부록 A: 식 (6) 및 (9)의 유도

프와송 통계를 따르는 엑스레이 양자가 디텍터 표면으로 공간적으로 균일한 분포로 입사를 한다고 가정했을 때, 이 분포를 랜덤변수로 표현하면

$$\tilde{q}(\mathbf{r}) = \sum_{i=1}^{\bar{q}_0} \delta(\mathbf{r} - \tilde{\mathbf{r}}_i) \tag{A1a}$$

와 같이 델타함수로 기술할 수 있으며, 이의 기대값은 \bar{q}_0 가 된다. 프와송 분포를 가정하였기 때문에 NPS는

$$W_0(\mathbf{p}) = \bar{q}_0 \quad (\text{A1b})$$

가 되며, 공간적으로 상관관계가 없는 백색잡음으로 표현된다. 이렇게 입사된 엑스레이 양자는 형광스크린과 반응을 하게 되고, 식 (2a)에 의해 평균

$$\bar{q}_{A1} = \bar{q}_0 \alpha_{scn} \quad (\text{A2a})$$

의 양자가 path A를 통해 전달이 되고, 반면 평균

$$\bar{q}'_{A1} = \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \quad (\text{A2b})$$

의 양자가 path B를 통해 전달되게 된다. 이와 같은 반응은 이항분포를 따르며, 그러므로 각각에 대한 NPS는 식 (2b)에 의해 다음과 같이 유도된다.

$$\begin{aligned} W_{A1}(\mathbf{p}) &= \alpha_{scn}^2 W_0(\mathbf{p}) + \sigma_{\alpha_{scn}}^2 \bar{q}_0 \\ &= \alpha_{scn}^2 \bar{q}_0 + \alpha_{scn} (1 - \alpha_{scn}) \bar{q}_0 \\ &= \bar{q}_0 \alpha_{scn} \end{aligned} \quad (\text{A3a})$$

$$\begin{aligned} W'_{A1}(\mathbf{p}) &= (1 - \alpha_{scn})^2 W_0(\mathbf{p}) + \sigma_{1-\alpha_{scn}}^2 \bar{q}_0 \\ &= (1 - \alpha_{scn})^2 \bar{q}_0 + \alpha_{scn} (1 - \alpha_{scn}) \bar{q}_0 \\ &= \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \end{aligned} \quad (\text{A3b})$$

우선 path A를 따라 신호 및 잡음의 전달과정을 살펴보면, 이어지는 과정은 형광스크린 내에서 빛의 발생과정이다. 이 과정을 통해 전달되게 되는 평균 양자 수 및 NPS는 각각 식 (2a) 및 (2b)와 (3)에 의해 다음과 같이 유도된다.

$$\bar{q}_{A2} = \bar{q}_{A2} \bar{q}_{A1} = \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \quad (\text{A4a})$$

$$\begin{aligned} W_{A2}(\mathbf{p}) &= \beta_{scn}^2 W_{A1}(\mathbf{p}) + \sigma_{\beta_{scn}}^2 \bar{q}_{A1} \\ &= \beta_{scn}^2 \bar{q}_0 \alpha_{scn} + \left(\frac{1}{I_{scn}} - 1 \right) \beta_{scn}^2 \bar{q}_0 \alpha_{scn} \\ &= \frac{\bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn}^2}{I_{scn}} \end{aligned} \quad (\text{A4b})$$

이어지는 과정은 빛의 산란과정이며, 식 (5a)와 (5b)로부터 전달되는 평균 양자 수 및 NPS는 다음과 같다.

$$\bar{q}_{A3} = \bar{q}_{A2} = \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \quad (\text{A5a})$$

$$\begin{aligned} W_{A3}(\mathbf{p}) &= [W_{A2}(\mathbf{p}) - \bar{q}_{A2}] T_{scn}^2(\mathbf{p}) + \bar{q}_{A2} \\ &= \left[\frac{\bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn}^2}{I_{scn}} - \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \right] T_{scn}^2(\mathbf{p}) + \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \\ &= \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \left[1 + \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] \end{aligned} \quad (\text{A5b})$$

다음은 FOP에 의한 양자선택 과정이며, 형광스크린에서 양자흡수 과정과 유사한 과정이다. 따라서 이 과정을 통해 전달되는 평균 양자 수 및 NPS는 다음과 같다.

$$\bar{q}_{A4} = \kappa \bar{q}_{A3} = \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \quad (\text{A6a})$$

$$\begin{aligned} W_{A4}(\mathbf{p}) &= \kappa^2 \left\{ \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \left[1 + \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] \right\} + \kappa (1 - \kappa) \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \\ &= \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \left[1 + \kappa \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] \end{aligned} \quad (\text{A6b})$$

이어지는 전달과정은 전기신호(예, 전자)로의 변환과정이며, 형광스크린의 양자흡수 과정 또는 FOP에 의한 양자선택 과정과 유사하다. 따라서 이 과정으로 통해 전달되는 평균 양자 수 및 NPS는 다음과 같다.

$$\bar{q}_{A5} = \eta \bar{q}_{A4} = \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \quad (\text{A7a})$$

$$\begin{aligned} W_{A5}(\mathbf{p}) &= \eta^2 \left\{ \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \left[1 + \kappa \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] \right\} + \eta (1 - \eta) \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \\ &= \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] \end{aligned} \quad (\text{A7b})$$

상기의 식(A7a)는 엑스레이가 형광스크린과 반응하여 빛으로 변환된 후 궁극적으로 포토다이오드에서 생성된 평균 전자의 수를 의미하며, 식 (A7b)는 이의 분산값을 공간주파수에 대한 함수로 표현한 NPS를 의미한다. NPS를 살펴보면, 빛의 산란과정으로 인해 공간상에서 상관관계가 존재함을 알 수 있다(엄밀하게 말하자면, 공간적으로 상관관계가 있는 항과 무관한 항 등 크게 두 항으로 구분될 수 있다). 이와 같은 일련의 과정과는 독립적으로 포토다이오드 신호에 추가적인 영향을 미치는 과정이 Fig. 1에서 path B

로 기술되었다. 즉, 위 식 (A3a)에서 기술된 바와 같이 형광 스크린과 반응을 하지 않은 엑스레이 광자가 포토다이오드와 직접 반응을 하는 경우이다. 우선 투과한 엑스레이 광자가 포토다이오드와 반응한 후의 평균 양자 수와 이의 NPS는 식 (2a)와 (2b)에 의해 다음과 같다.

$$\bar{q}_{B1} = \bar{g}_{B1} \bar{q}'_{A1} = \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \quad (A8a)$$

$$\begin{aligned} W_{B1}(\mathbf{p}) &= \alpha_{pd}^2 W'_{A1}(\mathbf{p}) + \sigma_{\alpha_{pd}}^2 \bar{q}'_{A1} \\ &= \alpha_{pd}^2 \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) + \alpha_{pd} (1 - \alpha_{pd}) \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \\ &= \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \end{aligned} \quad (A8b)$$

이어지는 과정은 포토다이오드 내에서 흡수된 엑스레이 에너지가 전자로 변환되는 과정이며, 궁극적으로 생성되는 평균 전자 양자 수 및 NPS는 다음과 같다.

$$\bar{q}_{B2} = \bar{g}_{B2} \bar{q}_{B1} = \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd} \quad (A9a)$$

$$\begin{aligned} W_{B2}(\mathbf{p}) &= \beta_{pd}^2 W_{B1}(\mathbf{p}) + \sigma_{\beta_{pd}}^2 \bar{q}_{B1} \\ &= \beta_{pd}^2 \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} + \left(\frac{1}{I_{pd}} - 1 \right) \beta_{pd}^2 \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \\ &= \frac{\bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \end{aligned} \quad (A9b)$$

형광스크린을 투과한 일차 엑스레이가 포토다이오드와 반응한 후 생성되는 전기신호의 NPS는 식 (A9b)에서 보인 바와 같이 공간적으로 상관관계가 없는 백색잡음을 알 수 있는데, 공간적으로 균일한 분포로 입사한 엑스레이 양자 분포를 고려하면 당연한 결과이다.

본문에서 언급하였다시피 path A와 path B 과정은 서로 독립적인 전달과정이다. 따라서 다음의 식과 같이 포토다이오드에서 발생된 평균 전자 양자 수 및 NPS는 각각의 path를 통해 구해진 결과를 서로 더하면 된다.

$$\begin{aligned} \bar{q}_{A+B} &= \bar{q}_{A5} + \bar{q}_{B2} \\ &= \bar{q}_0 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta + \bar{q}_0 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd} \\ &= \bar{q}_0 \left[\alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta + (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd} \right] \end{aligned} \quad (A10a)$$

$$\begin{aligned} W_{A+B}(\mathbf{p}) &= W_{A5}(\mathbf{p}) + W_{B2}(\mathbf{p}) \\ &= \bar{q}_0 \left\{ \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] + \frac{(1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \right\} \end{aligned} \quad (A10b)$$

이렇게 디텍터 전 영역에 걸쳐 생성된 전자에 대한 양자 분포는 픽셀의 크기로 한정되고(즉, 픽셀의 유효면적으로 양자분포를 적분한다), 이후의 샘플링 과정을 통해 픽셀 간격으로 이 값을 대표하게 된다. 우선 픽셀의 유효면적으로 양자분포를 적분한 후의 평균 양자 수 및 NPS는 식 (4a) 및 (4b)에 의해 다음과 같이 유도된다.

$$\bar{q}_6 = \bar{q}_0 a^2 \left[\alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta + (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd} \right] \quad (A11a)$$

$$\begin{aligned} W_6(\mathbf{p}) &= W_{A+B}(\mathbf{p}) T_{aper}^2(\mathbf{p}) \\ &= \bar{q}_0 a^4 \left\{ \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] + \frac{(1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \right\} \text{sinc}(\pi \mathbf{p}) \end{aligned} \quad (A11b)$$

샘플링 과정은 신호의 경우에는 픽셀 간격으로 배열된 델타함수를 곱하는 것을 의미하며, 따라서 평균 기대값은 식 (A11a)와 변함이 없다. 반면, NPS의 경우는 픽셀 간격의 델타함수 배열을 convolution하는 것이기 때문에 그 결과는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} W_7(\mathbf{p}) &= \sum_{j=0}^{\infty} W_6[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \\ &= \sum_{j=0}^{\infty} \bar{q}_0 a^4 \left\{ \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \right] + \frac{(1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \right\} \text{sinc}[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \\ &= \bar{q}_0 a^4 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \sum_{j=0}^{\infty} \left\{ \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \right] \text{sinc}[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \right\} \\ &\quad + \frac{\bar{q}_0 a^4 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \sum_{j=0}^{\infty} \text{sinc}[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \end{aligned} \quad (A12a)$$

위 식에서 $\sum_{j=0}^{\infty} \text{sinc}[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] = \frac{d^2}{a^2}$ 이므로, 따라서 다음과 같이 단순화될 수 있다.

$$\begin{aligned} W_7(\mathbf{p}) &= \bar{q}_0 a^4 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \sum_{j=0}^{\infty} \left\{ \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \right] \text{sinc}[\pi a(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d})] \right\} \\ &\quad + \frac{\bar{q}_0 a^2 d^2 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \end{aligned} \quad (A12b)$$

마지막으로 공간적으로 상관관계가 없는 전기적인 잡음을 고려하면 최종 NPS는 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 W_8(\mathbf{p}) &= W_7(\mathbf{p}) + W_{add}(\mathbf{p}) \\
 &= \bar{q}_0 a^4 \alpha_{scn} \beta_{scn} \kappa \eta \sum_{j=0}^{\infty} \left\{ \left[1 + \kappa \eta \left(\frac{\beta_{scn}}{I_{scn}} - 1 \right) T_{scn}^2 \left[\pi a \left(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d} \right) \right] \right] \text{sinc} \left[\pi a \left(\mathbf{p} \pm \frac{j}{d} \right) \right] \right\} \\
 &\quad + \frac{\bar{q}_0 a^2 d^2 (1 - \alpha_{scn}) \alpha_{pd} \beta_{pd}^2}{I_{pd}} \\
 &\quad + d^2 \sigma_{add}^2
 \end{aligned} \tag{A13}$$

참고로 최종 신호의 경우에는 zero-mean 전기적인 잡음을 고려하고 있기 때문에 더해지는 값이 없다. 더군다나 DQE 평가 시 일반적으로 offset 보정을 수행하기 때문에 전기적 잡음에 의한 신호의 증가는 무시할 수 있다. 따라서, 본 논문에서 다루고 있는 디텍터 모델링 결과에 의하면 신호는 식 (A11a) 그리고 NPS는 (A13)으로 각각 기술된다.

참 고 문 헌

1. Kim HK, Cunningham IA, Yin Z, Cho G: On the Development of Digital Radiography Detectors: A Review. *Int J Precis Eng Manuf* 9:86-100 (2000)
2. Rowlands JA, Kasap S: Amorphous semiconductors usher in digital x-ray imaging. *Phys Today* 50:24-30 (1997)
3. Rowlands JA, Ji WG, Zhao W, Lee DLY: Direct conversion flat-panel x-ray imaging: Reduction of noise by presampling filtration. *Proc SPIE* 3977. 2000, pp. 446
4. Zhao Q, Antonuk LE, El-Mohri Y, et al: Performance evaluation of polycrystalline HgI₂ photoconductors for radiation therapy imaging. *Med Phys* 37:2738-2748 (2010)
5. Street RA, Nelson S, Antonuk L, Perez-Mendez V: Amorphous silicon sensor arrays for radiation imaging. *Proc Mat Res* 192:441 (1990)
6. Kim HK, Lee SC, Cho MH, Lee SY, Cho G: Use of a Flat-panel Detector for Microtomography: A Feasibility Study for Small-Animal Imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 52:193-198 (2005)
7. 김호경, 윤승만: 의학영상 시스템 성능 분석을 위한 선형시스템 전달이론. *정밀공학회지* 25:11-21 (2008)
8. Kim HK, Yun SM, Ko JS, Cho G, Graeve T: Cascade Modeling of Pixelated Scintillator Detectors for X-Ray Imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 55:1357-1366 (2008)
9. Dobbins III JT: Image quality metrics for digital systems. Beutel J, Kundel HL, Van Metter RL: *Handbook of medical imaging, vol. 1, physics and psychophysics*. SPIE Press. (2000), pp. 163-222
10. Moy JP: Signal-to-noise ratio and spatial resolution in x-ray electronic imagers: Is the MTF a relevant parameter? *Med Phys* 27:86-93 (2000)
11. Barrett HH, Swindell W: Radiological imaging - the theory of image formation, detection, and processing. Academic, New York (1981)
12. Rabbani M, Van Metter RL: Analysis of signal and noise propagation for several imaging mechanisms. *J Opt Soc Am A* 6:1156-1164 (1989)
13. Cunningham IA, Westmore MS, Fenster A: A spatial-frequency dependent quantum accounting diagram and detective quantum efficiency model of signal and noise propagation in cascaded imaging systems. *Med Phys* 21:417-427 (1994)
14. Cunningham IA: Applied linear-systems theory. Beutel J, Kundel HL, Van Metter RL: *Handbook of Medical Imaging, vol. 1, Physics and Psychophysics*. SPIE Press. (2000), pp. 79-159
15. Farrier M, Achterkirchen TG, Weckler GP, Mrozack A: Very Large Area CMOS Active-Pixel Sensor for Digital Radiography. *IEEE Trans Electron Dev* 56:2623-2631 (2009)
16. Kim HK: Generalized cascaded model to assess noise transfer in scintillator-based x-ray imaging detectors. *Appl Phys Lett* 89:233504 (2006)
17. Yun SM, Kim HK, Lim CH, Cho MK, Achterkirchen TG, Cunningham IA: Signal and Noise Characteristics Induced by Unattenuated X rays from a Scintillator in Indirect-Conversion CMOS Photodiode Array Detector. *IEEE Trans Nucl Sci* 56:1121-1128 (2009)
18. IEC 62220-1-3 Report: Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland (2007)
19. Cho MK, Kim HK, Graeve T, et al: Measurements of x-ray imaging performance of granular phosphors with direct-coupled CMOS sensors. *IEEE Trans Nucl Sci* 55:1338-1343 (2008)
20. Siewerdsen JH: Signal, Noise, and Detective Quantum Efficiency of a-Si:H Flat-Panel Imagers. Doctoral Thesis, The University of Michigan (1998), pp. 119

Signal and Noise Analysis of Indirect-Conversion Digital Radiography Detectors Using Linear-systems Transfer Theory

Seungman Yun*, Chang HwY Lim*, Jong Chul Han*, Okla Joe*, Jung-Min Kim[†], Ho Kyung Kim*

*School of Mechanical Engineerig, Pusan National University, Busan,

[†]Department of Radiologic Science, Korea University, Seoul, Korea

For the use of Indirect-conversion CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor) detectors for digital x-ray radiography and their better designs, we have theoretically evaluated the spatial-frequency-dependent detective quantum efficiency (DQE) using the cascaded linear-systems transfer theory. In order to validate the developed model, the DQE was experimentally determined by the measured modulation-transfer function (MTF) and noise-power spectrum, and the estimated incident x-ray fluence under the mammography beam quality of W/AI. From the comparison between the theoretical and experimental DQEs, the overall tendencies were well agreed. Based on the developed model, we have investigated the DQEs values with respect to various design parameters of the CMOS x-ray detector such as phosphor quantum efficiency, Swank noise, photodiode quantum efficiency and the MTF of various scintillator screens. This theoretical approach is very useful tool for the understanding of the developed imaging systems as well as helpful for the better design or optimization for new development.

Key Words: Digital radiography, X-ray detector, Linear-systems transfer theory, MTF, NPS, DQE