

◆특집◆ 의료영상 기술동향

의학영상 시스템 성능 분석을 위한 선형시스템 전달이론

김호경*, 윤승만*

Linear-systems Transfer Theory
for Analyzing Performance of Medical Imaging Systems

Ho Kyung Kim* and Seung Man Yun*

Key Words : Digital radiography(디지털 라디오그래피), Flat-panel detector(평판 디텍터), Linear-systems theory(선형시스템 이론), Modulation-transfer function(변조전달함수), Noise-power spectrum(잡음력 스펙트럼), Detective quantum efficiency(검출양자효율)

1. 서론

의학영상 시스템에서 영상의 형성 과정에 대한 이론적인 모델링 및 이해, 그리고 영상에 대한 평가 및 분석 등은 영상 정보의 효과적인 활용을 위한 기본적인 지식일 뿐 아니라, 새로운 시스템의 개발을 위한 중요한 배경이 된다. 특히 새로이 개발된 시스템의 새로운 형식의 영상에 대해 적절한 평가를 수행하고 분석하는 것은 시스템의 사용자로부터 개발자로의 유용한 정보를 환원하는 것이므로 새로운 시스템의 발전에 기여하는 것이 된다. 또한 최소한의 환자에 대한 피폭선량으로 최대한의 영상 정보를 얻기 위한 시스템의 개선에 영상 형성 과정의 모델링 및 영상 평가가 큰 역할을 해온 것은 널리 알려진 사실이다.

의학영상 시스템의 성능을 구성하고 결정짓는 가장 기본적인 물리적 인자로 대조도(contrast), 공간해상도(spatial resolution), 그리고 잡음(noise) 등을 들 수 있다.¹ 하지만, 이와 같은 인자들을 하나씩 따로 분리하여 측정하거나, 시스템을 대표하는 하

나의 값으로 표현하는 것은 쉬운 일이 아니다. 예를 들어 대조도의 경우 신호의 크기뿐 아니라 대상체의 크기에도 의존하기 때문에 어떤 시스템의 대조도는 얼마이다라고 하나의 값으로 단정짓는 것은 모순이다. 대신 일반적으로 대조도와 공간해상도가 함께 결합된 지표를 주로 사용하며, 이를 MTF(modulation-transfer function)라 한다. 즉, MTF는 다양한 크기의 대상체에 대한 대조도를 얼마나 효율적으로 영상화하는가를 나타내는 시스템 전달 함수이다.¹⁻³

잡음도 마찬가지이다. 영상 시스템에서는 똑같은 크기의 잡음이라도 대상체의 크기가 작은 경우에는 그 영향이 크며, 시각적으로 구별하기가 어렵게 된다. 따라서, 잡음 역시 공간해상도와 함께 결합된 지표를 통해 측정 및 평가되어야 하며, 이를 NPS(noise-power spectrum)라 한다.¹⁻³ 일반적으로 잡음은 분산값 혹은 표준편차 등 통계적인 양으로 기술되며, 입력 영상에서의 신호 변동량(variation or fluctuation)이 시스템에 의해 어떻게 변화되었나를 나타내는 척도이다. 따라서 어떤 영상에 대해 측정된 이차원 NPS를 음과 양의 나이퀴스트 차단주파수(Nyquist cutoff frequency) 범위 내에서 모두 더하게 되면, 그 영상신호의 분산값과 같아야 한다.²

* 부산대학교 기계공학부

Tel. 051-510-3511, Fax. 051-518-4613

Email : hokyung@pusan.ac.kr

방사선 영상계측 시스템, 특히 시스템 설계 및 특성 평가, 영상재구성 알고리즘 등에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

이와 같이 의학영상 시스템의 객관적인 성능을 제시하기 위해 다양한 지표들이 사용되고 있다. 일반적으로 영상의 화질이 우수하다라는 기준은 판독자에 따라 다를 수 있겠지만, 분명한 사실은 얼마나 작은 대상체까지 뚜렷이 구별할 수 있는가이다. 그렇다면 전 공간주파수 영역에 대해 높은 MTF 결과를 보일수록 영상의 화질이 우수한 시스템이라 할 수 있을까? 전술한 바와 같이 대상체의 크기에 따라 구별할 수 있는 정도는 그 크기에 대해 대조도가 뛰어나야 함과 동시에 잡음이 작아야 한다. 다시 말하자면, 우수한 영상이란 대상체 크기에 따라 신호 대 잡음비(SNR: signal-to-noise ratio)가 뛰어난 영상을 의미한다.^{4,5} 이와 관련한 시스템의 성능 지표로 DQE (detective quantum efficiency)가 있다.^{1,3} DQE는 입력 영상신호를 그 시스템이 얼마만큼 유용하게 활용하느냐를 나타내는 시스템 효율 척도이다. DQE는 신호와 잡음을 모두 다루는 지표이기 때문에 시스템의 MTF와 NPS에 모두 의존하며, 따라서 의학영상 시스템의 성능 지표 중 가장 대표적이며, 중요한 지표라 할 수 있다.⁶

이상에서 언급한 바와 같이 시스템의 성능 지표인 MTF, NPS, 그리고 DQE는 모두 대상체의 크기에 의존하는 지표이며, 따라서 $MTF(\rho)$, $NPS(\rho)$, $DQE(\rho)$ 와 같이 공간주파수에 대한 함수로 표현된다. 여기서 ρ 는 이차원 공간주파수 벡터를 나타낸다. 푸리에 해석에 의하면 모든 실제 대상체는 다양한 진폭, 공간주파수, 그리고 위상으로 이루어진 사인파(sinusoidal wave)로 분해되어 표현될 수 있으며, 따라서 공간주파수 도메인에서 한번 평가되어 해석되면 모든 가능한 크기의 대상체에 대한 예측이 가능하다. 시스템의 성능 지표를 공간주파수 도메인에서 표현하고 해석할 때 또 다른 이점으로는 계산상의 효율을 들 수 있다. 예를 들어 영상 시스템에서 영상을 흐리게 하는 요인으로는 여러 가지가 있으며, 각 요인은 개별적인 $MTF(\rho)$ 로 기술될 수 있다. 만약 이를 공간 도메인에서 해석을 한다면 이들은 서로 길쌈적분(convolution)으로 관계되어지는 반면, 공간주파수 도메인에서는 단순 곱으로 관계되어지기 때문에 해석에 있어 매우 편리하다.⁷

의학영상 시스템에서의 신호 및 잡음의 전달은 다양하고 복잡한 물리적 메커니즘으로 구성되지만, 이를 잘 이해하면 일련의 논리적인 단계

로 세분화할 수 있다. 본 논고에서는 영상 시스템에서의 신호 및 잡음의 전달 과정을 어떻게 모델링화할 수 있는가에 대해 기술하고자 한다. 그래서 궁극적으로 시스템의 대표 성능인 $DQE(\rho)$ 를 이론적인 방법으로 표현하고자 한다. 이와 같은 일련의 단계적인 신호 및 잡음의 전달 과정을 이용하여 시스템 성능을 분석할 수 있다면, 보다 세부적인 시스템의 개선을 꾀할 수 있을 것이다. 다양한 의학영상 시스템 중 본 논고에서는 디지털 래디오그래피(DR: digital radiography) 디텍터에 대해 설명할 것이며, 유사한 방법으로 임의의 영상 시스템에 대해서도 적용이 가능하다. 이를 위해 2절에서는 DR의 개요 및 동작원리에 대해 간략히 언급하고, 3절에서는 시스템의 모델링을 위해 사용될 선형시스템 전달이론(linear-systems transfer theory)에 대해 간략히 요약한다. 그리고 4절에서는 선형시스템 전달이론의 DR 디텍터로의 적용에 대해, 그리고 5절에서는 적용 예에 대한 결과를 소개한다.

2. 디지털 래디오그래피의 개요

영상의학의 근간이라 할 수 있는 엑스선 영상화 기술은 필름을 이용하는 고전적 아날로그 방식에서 디지털 영상센서, 컴퓨터 및 네트워크를 이용하는 디지털 방식으로 최근 급속히 전환되고 있다. 이와 같은 배경에는 무엇보다도 대면적 평판 디텍터(FPD: flat-panel detector)의 개발 및 상용화를 손꼽을 수 있다. 지난 20여년간 FPD를 개발하기 위해 많은 노력이 기울여졌으며, 결국 대면적 액정 디스플레이의 수소화된 비정질 실리콘(a -Si:H: hydrogenated amorphous silicon) 박막트랜지스터 어레이[thin-film transistor (TFT) array] 기술에 힘입어 상용화에 성공을 거두게 되었다.⁸ TFT 어레이에 아일랜드(island) 구조의 a -Si:H 포토다이오드를 제작하고, 여기 위에 섬광체(scintillator)를 부착함으로써 엑스선의 에너지를 빛으로 변환 후 이를 다시 포토다이오드를 통해 전기적 신호로 유도하는 간접변환방식(indirect-detection method)의 디텍터가 개발되었으며,⁹ 또 다른 타입으로 TFT 어레이 위에 전하신호를 축적하기 위한 커패시터 어레이를 만들고, 그 위에 비정질 셀레늄(a -Se: amorphous selenium) 광도전체 물질을 코팅함으로써 엑스선의 에너지를 직접적으로 전기신호로 유도하는 직접변

환방식(direct-detection method)의 대면적 디텍터가 개발되었다.¹⁰

α -Si:H 공정으로 픽셀 디텍터(pixel detector)를 제작할 경우 선평의 제한과 같은 공정 자체의 기술적 한계에 의해 높은 fill-factor (픽셀 구조에서 포토다이오드가 차지하는 기하학적 비율)의 픽셀 제작에 한계가 있으며, 따라서 고효율, 고해상도 픽셀 디텍터 제작에 어려움이 따른다.^{8,11} 비록 단결정 실리콘을 기반으로 하기 때문에 대면적으로의 제작이 어렵다는 단점이 있으나, 미세 선평의 공정기술이 가능한 CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor) 기술을 이용한 엑스선 디텍터 제작기술이 최근에는 주목을 받고 있다.^{8,12,13}

평판 디텍터는 단순 디지털 래디오그래피 이외에도 최근에는 원추형(cone-beam) 엑스선 빔에 대해 360° 스캔하여 획득한 일련의 이차원 디지털 래디오그래피 데이터로부터 삼차원 토모그래피(tomography) 영상을 위한 컴퓨터 단층촬영(CT: computed tomography) 장치의 디텍터로도 널리 활용되고 있으며,¹⁴ CT 영상을 이용한 방사선 치료(image-guided radiotherapy),¹⁵ 혈관조영술(angiography),¹⁶ 소형동물 촬영(small-animal imaging)¹⁷ 등 그 응용 분야도 매우 다양하다.

3. 선형시스템 전달이론

선형시스템 전달이론을 영상 시스템에 적용하기 위해서는 시스템이 갖추어야 할 몇 가지 중요한 전제 조건이 있다. 시스템이 입력 신호에 대해 선형적인 동시에 위치 불변(LSI: linear and shift-invariant)의 반응 특성을 가져야 하며, 랜덤한 잡음의 통계적 특성은 시간에 따른 영상에서의 통계적 특성(적어도 평균값과 자기상관함수)이 시간에 무관한 특성(wide-sense cyclostationary)을 가져야 한다.^{2,18} 일반적으로 완벽하게 이와 같은 전제 조건을 만족하는 의학영상 시스템은 없다. 예를 들어, 혈관 막힘 등을 살펴보기 위한 혈관조영촬영 시스템의 경우 영상 계측을 위한 디텍터로 영상증배관이 주로 사용되는데, 이 영상증배관은 중앙부와 외곽부간에 반응 특성이 다르기 때문에 영상 왜곡이 발생한다. 하지만, 중앙부만을 한정한다면 영상 증배관을 선형시스템이라 둘 수 있으며, 실제적으로 모든 의학영상 시스템에 대해 이와 같은 가정을 통하여 모델링화하는 경우가 일반적이다. 따라

서 임의의 의학영상 시스템에서의 신호 및 잡음의 전달 과정을 모델링화하기 위해 사용되는 선형시스템 전달이론은 근사적인 해석 방법이라 할 수 있다. 의학영상 시스템에 대한 선형시스템 전달이론의 적용에 관하여 자세히 다루고 있는 문헌이 비록 많지는 않지만 이미 발간되어 있으며, 도움이 될만한 몇 문헌을 참고문헌 목록에 기재하였으니 관심있는 독자는 이를 참고하기 바란다.^{2,18-20}

의학영상 시스템의 종류마다 다르지만 영상의 형성은 한 종류 이상의 정보 캐리어(information carrier)의 전달 및 변환 과정을 통해 이루어진다. 기존의 아날로그 스크린-필름 시스템의 경우에는 엑스선 및 빛 등으로 정보가 전달되어 영상을 형성한다고 볼 수 있으며, 간접변환방식의 DR 시스템의 경우에는 순차적으로 엑스선 정보가 빛 형태의 정보로 변환되고, 마지막으로 전하신호 형태의 정보로 변환되어 영상을 형성한다고 볼 수 있다. 따라서, 임의의 시스템에서 각 정보 캐리어의 변환 혹은 생성, 이로 인한 신호의 증폭(정보 캐리어의 숫자의 변화를 의미하며, 반드시 숫자의 증가를 의미하지는 않는다) 및 이에 기인한 잡음의 발생 과정을 일련의 다단계의 신호 및 잡음의 전달 과정으로 세분화하여 모델링화할 수 있으며, 이와 같은 방법을 이용하여 의학영상 시스템의 신호 및 잡음 전달 과정을 해석하는 방법을 캐스케이드 모델 분석법(cascaded model analysis)라 한다.² 참고로 Fig. 1 은 간접변환방식 DR 디텍터에서의 신호의 전달 과정을 간단히 기술한 모식도이다.

각 단계를 기술하는 기본적인 프로세스로는 임의의 정보 캐리어가 다른 형태의 캐리어로 변환됨으로써 나타나는 캐리어 수의 변화 및 이에 의한 잡음의 발생과 정보 캐리어가 공간적으로 흩어짐에 의해 영상이 흐려지는 정도를 기술하는 부분 등으로 크게 구분할 수 있다. 캐리어의 변환과 관련된 프로세스는 확률 및 통계적인 방법으로 기술되는 반면, 영상의 흐려짐과 관련하여서는 확률 및 통계적인 방법 이외에도 경우에 따라 결정론적인 방법으로 기술될 필요도 있다. 선형시스템 전달이론을 구성하는 기본 프로세스에 대해 간략히 요약하면 아래와 같다. 참고로 정보 캐리어를 표현하는 방법에 있어서 엑스선, 빛, 전하 등 모든 정보 캐리어는 에너지 알갱이에 해당하므로 양자(quantum)라고도 표현한다.

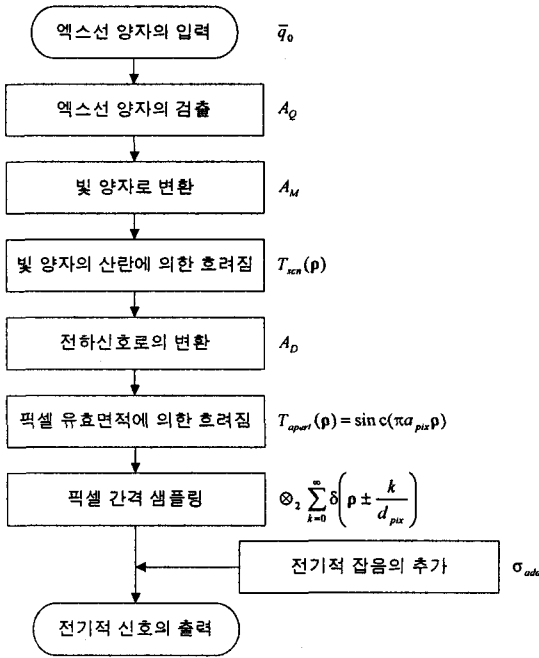


Fig. 1 Block diagram describing the cascade model to assess the signal and noise transfer in an indirect-detection DR detector

3.1 양자 증폭

양자 증폭(quantum gain 혹은 amplification)은 시스템에서 신호의 전달 과정 중 임의의 물리적 반응 단계에서 입력 양자 수에 대한 출력 양자 수의 변화를 나타내는 프로세스이다. 영상 시스템에서 신호 및 잡음의 전달 과정을 일련의 다단계 프로세스로 모델링화하였을 때, 만약 임의의 i 번째 단계가 평균 증폭도가 \bar{g}_i 이고, 그 증폭도에 대한 분산값은 $\sigma_{g_i}^2$ 로 기술되는 양자 증폭 프로세스라면, 그 단계에서의 평균 출력 신호 및 출력 잡음(여기서는 NPS, W 로 표현)은 다음과 같이 주어진다.^{21,22}

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

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

이와 같은 프로세스의 예로서 섬광체에서 엑스선 에너지의 흡수 후 빛의 발생 등을 들 수 있다.

영상 시스템에서 다양한 반응을 겪는 정보 캐리어는 연속적인 값이 아니라 캐리어 수로 표현되

는 디지털 값을 주목할 필요가 있으며, 이와 같은 반응은 대부분 프와송 통계(Poisson statistics)를 따른다. 프와송 통계를 따르는 반응의 경우에는 $\sigma_{g_i}^2 = \bar{g}_i$ 이다. 양자 증폭 프로세스 중 "양자 선택(quantum binomial selection)"이라는 특별한 예가 있는데,²³ 이는 반응의 결과로 입력 양자가 전달되느냐 혹은 전달되지 못하느냐와 같이 두 상태로만 기술된다. 어떤 디텍터에서 엑스선 양자가 흡수되어 검출되느냐 혹은 검출되지 못하느냐와 같은 양자검출효율(quantum detection efficiency)이 대표적인 예이다. 만약 어떤 디텍터의 양자검출효율이 0.7 이라고 한다면, 그리고 입력 엑스선 양자의 수가 100 개라고 한다면, 이 중 70 개가 검출된다는 것을 의미한다. 이와 같이 양자 선택으로 기술되는 반응의 경우 분산값은 $\sigma_{g_i}^2 = \bar{g}_i(1-\bar{g}_i)$ 이 된다.

양자 증폭 혹은 선택으로 기술되는 반응에서 그 반응이 얼마만큼 프와송 통계를 따르는가를 나타내는 척도로 실제의 분산값이 프와송 통계의 예측에서 얼마만큼 벗어나고 있는가를 나타내는 "프와송 익세스(Poisson excess)"라는 파라미터가 있으며, 다음과 같이 정의되어진다.²³

$$\varepsilon_{g_i} = \frac{\sigma_{g_i}^2}{\bar{g}_i} - 1 \tag{2}$$

따라서, 만약 어떤 반응이 프와송 통계를 잘 따르는 반응이라면 프와송 익세스 ε_{g_i} 는 0, 양자 선택 반응이라면 $-\bar{g}_i$, 통계적으로 기술되는 대신 결정론적인 반응이라면 -1 이 된다.

일반적으로 엑스선을 검출하는 디텍터는 엑스선에 의해 생성된 전기적 신호를 일정 시간 동안 누적하여 읽어 들이는 방식을 취하며, 이를 에너지 누적방식(energy-integrating mode)이라 한다. 이와 같이 엑스선 양자를 하나씩 계수(counting)하는 것이 아니라 누적된 에너지를 이용하기 때문에 야기되는 잡음을 스완크 잡음(Swank or statistical factor)이라 한다.²⁴ 즉 누적된 에너지 흡수분포 스펙트럼의 분산이 이에 해당된다. 이와 같은 잡음은 섬광체 혹은 광도전체에 흡수된 엑스선 에너지의 분포에 기인하며, 더불어 섬광체를 사용하는 경우에는 빛의 방출 스펙트럼 역시 하나의 요인이 된다. 물론 스펙트럼 형태의 엑스선 에너지는 두 말할 필요도 없다. 스완크 잡음은 다음의 식에서

와 같이 스펙트럼의 평균값 및 분산값으로 예측할 수 있다.²³

$$I_s = \frac{\bar{g}^2}{\bar{g}^2 + \sigma_g^2} \quad (3)$$

3.2 결정론적인 방법으로 기술되는 영상의 흐려짐

영상 시스템에서 영상이 흐려지게 되는 요인은 다양한 물리적인 메커니즘에 기인하며, 이와 같이 영상이 흐려지게 되는 프로세스는 그 단계에서의 점퍼짐함수(PSF: point-spread function)로 기술될 수 있다. 이와 같이 PSF 로 기술되는 영상의 흐려짐은 선형시스템 전달이론에서 크게 두 가지의 카테고리로 구분한다. 그 중 하나는 영상의 흐려지는 정도가 수학적으로 입력 신호와 PSF 의 곱셈적분으로 정확히 표현되는 즉, 결정론적인 방법으로 기술되는 영상의 흐려짐(deterministic blurring)이다. 이의 대표적인 예로는 영상신호를 디텍터의 유효한 픽셀 크기로 적분하여 한정하는 경우이다. 이 경우 출력 신호의 크기는 입력 신호에 대해 유효 면적을 곱한 것이 되며, NPS 의 경우에는 이전 단계의 NPS 에 정규화된 MTF 의 제곱을 곱한 것과 같다.² 이를 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$\bar{q}_i = a_{xy} \bar{q}_{i-1} \quad (4a)$$

$$W_i(\rho) = W_{i-1}(\rho) T_i^2(\rho) \quad (4b)$$

여기서 a_{xy} 는 픽셀의 유효 면적을 나타내며, $T_i(\rho)$ 는 PSF 을 푸리에 변환하여 구한 MTF 이다.

3.3 확률론적인 방법으로 기술되는 영상의 흐려짐

또 다른 영상의 흐려짐을 기술하는 방법으로는 확률론적인 방법(stochastic blurring)이 있다. 결정론적 방법과 마찬가지로 입력 신호와 PSF 의 곱셈적분으로 표현되나, 중요한 차이점은 이 프로세스의 경우 PSF 를 확률밀도함수(PDF: probability density function)로 간주하고, 이를 이용하여 입력 신호를 재분포(redistribution) 혹은 재위치(relocation) 시킨다는 점이다. 섬광체 내에서 빛의 산란에 의해 영상이 흐려지는 경우가 대표적인 예라 할 수 있다. 신호와 잡음의 전달은 다음의 식으로 기술된다.^{21,22}

$$\bar{q}_i = \bar{q}_{i-1} \quad (5a)$$

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

식 (5b)의 NPS 를 기술한 식에서 알 수 있듯이 공간주파수가 0 인 경우에는 결정론적인 방법과 같은 결과를 준다. 따라서 빛의 산란에 의한 영상의 흐려짐을 결정론적인 방법으로 모델링할 경우 0 이 아닌 공간주파수 영역에서의 잡음 전달을 제대로 묘사하지 못하고, NPS 를 과소평가하게 된다.²

4. 디지털 라디오그래피 디텍터의 모델링

본 절에서는 전술한 선형시스템 전달이론의 간접변환방식 DR 디텍터에 대한 적용 예에 대해 설명한다(Fig. 1 참조). 간접변환방식 디텍터의 경우가 직접변환방식에 비해 보다 많은 물리적 반응 메커니즘을 포함하기 때문에 직접변환방식의 경우에 대해 쉽게 변형해서 사용할 수 있다. 사용자의 모델링 방법에 따라, 그리고 디텍터에서의 물리적 메커니즘을 얼마나 세분화하느냐에 따라 본 예의 경우와는 다르게 모델링 될 수도 있다.

만약 프와송 통계를 따르는 엑스선 양자가 디텍터에 공간적으로 균일하게 조사된다고 가정한다면, 입력 랜덤변수는 다음의 식으로 표현될 수 있다.^{19,25}

$$\tilde{q}_0(\mathbf{r}) = \sum_{i=1}^{\tilde{N}} \delta(\mathbf{r} - \tilde{\mathbf{r}}_i) \quad (6)$$

이 랜덤변수의 기대값은 \bar{q}_0 이며, 단위는 mm^{-2} 로 입력 엑스선 플루언스(fluence)를 나타낸다. 여기서 \tilde{N} 는 총 엑스선 양자 수를 나타내는 랜덤변수이며, $\tilde{\mathbf{r}}_i$ 는 임의의 i 번째 엑스선 양자의 공간에서의 위치를 나타내는 랜덤변수이다. 이에 대한 NPS 는 다음과 같다.¹⁹

$$W_0(\rho) = \bar{q}_0 \quad (7)$$

이와 같은 입력 신호를 토대로 간접변환방식 DR 디텍터에서의 신호 및 잡음의 전달에 대한 캐스캐이드 모델링은 다음과 같다.

4.1 엑스선 양자의 검출

입력 엑스선 양자에 대한 디텍터의 첫 번째 반응 단계는 섬광체와 엑스선의 반응이며, 이는 양자 선택 프로세스로 기술된다. 만약 섬광체와 엑스선 양자의 평균반응확률 즉, 양자검출효율을 A_Q 라 한다면, 식 (1a) 및 (1b)에 의해 신호와 잡음은 다음과 같이 전달된다.

$$\bar{q}_1 = \bar{q}_0 \times A_Q = \bar{q}_0 A_Q \quad (8a)$$

$$W_1(\rho) = A_Q^2 [W_0(\rho) - \bar{q}_0] + \bar{q}_0 A_Q = \bar{q}_0 A_Q \quad (8b)$$

신호와 NPS 의 단위 모두 mm^{-2} 이다.

4.2 빛으로의 변환

다음 단계는 섬광체에서 검출된 엑스선 양자가 빛으로 변환되는 반응이다. 이 경우는 양자 증폭에 해당된다. 섬광체와 반응한 엑스선 양자는 섬광체 내에서 흡수되어, 흡수된 에너지에 비례하는 만큼 빛을 생성하게 된다. 이때 생성된 빛은 산란을 하면서 섬광체를 빠져나가게 될 것이다. 이때 일부의 빛 양자만이 섬광체 바닥면을 향할 것이고, 많은 양은 다음의 신호 전달 즉, 아래에 놓인 포토다이오드와의 반응과는 무관한 방향으로 빠져나가 신호의 손실을 초래할 것이다. 일부의 빛은 산란 과정 중 섬광체 내에 흡수되어 사라질 수도 있다. 이와 같은 하나의 엑스선 양자가 섬광체와 반응했을 때 평균적으로 섬광체 바닥 면으로 빠져나가는 빛의 양자 수 즉, 평균 증폭도를 A_M 이라 한다면, 식 (1a), (1b) 및 (3)에 의해 신호 및 잡음의 전달은 다음의 식으로 기술된다.

$$\bar{q}_2 = \bar{q}_1 \times A_M = \bar{q}_0 A_Q A_M \quad (9a)$$

$$W_2(\rho) = A_M^2 W_1(\rho) + \sigma_M^2 \bar{q}_1 = \frac{\bar{q}_0 A_Q A_M^2}{I_M} \quad (9b)$$

신호 및 NPS 의 단위는 이전 단계와 마찬가지로 모두 mm^{-2} 이다. 이 단계에서 신호가 증폭되어 SNR 이 크게 증가할 것으로 짐작할 수도 있지만, NPS 를 살펴보면, 증폭도의 제곱에 비례하여 증가하며, 더불어 스왱크 잡음에 의해 더욱 저하되고 있음을 주목할 필요가 있다.

4.3 빛의 퍼짐

빛의 산란은 빛으로의 변환에 의한 증폭과 동시에 일어나지만, 이전의 빛의 평균 증폭도와는 별도의 반응으로 다룰 수 있다. 이와 같은 빛의 산란의 경우 전술한 식 (5a) 및 (5b)와 같이 확률론적인 방법으로 기술되며, 그 결과는 다음의 식과 같다.

$$\bar{q}_3 = \bar{q}_2 = \bar{q}_0 A_Q A_M \quad (10a)$$

$$W_3(\rho) = [W_2(\rho) - \bar{q}_2] T_{scn}^2(\rho) + \bar{q}_2 = \bar{q}_0 A_Q A_M \left[1 + \left(\frac{A_M}{I_M} - 1 \right) T_{scn}^2(\rho) \right] \quad (10b)$$

신호와 NPS 의 단위는 모두 mm^{-2} 이다.

4.4 전하신호로의 변환

다음은 섬광체에서 변환된 빛이 산란 등을 통해 빠져 나와 포토다이오드에서 검출, 전하신호로 변환되는 프로세스이다. 반도체 공정으로 제작되는 포토다이오드는 여러 층의 박막으로 구성되어 있으며, 따라서 각 층에서 빛의 흡수 혹은 반사 등에 의한 손실, 공핍층에서 빛의 흡수 및 전하신호로의 변환, 변환된 전하신호의 수집 등 복잡한 과정 등으로 구성된다. 하지만, 여기서는 간단히 포토다이오드의 양자효율(quantum efficiency) A_D 이라는 파라미터로 기술하며, 이는 양자 선택에 해당한다. 따라서, 식 (1a) 및 (1b)로부터 신호 및 잡음은 다음과 같이 전달된다.

$$\bar{q}_4 = \bar{q}_3 \times A_D = \bar{q}_0 A_Q A_M A_D \quad (11a)$$

$$W_4(\rho) = A_D^2 W_3(\rho) + \sigma_D^2 \bar{q}_3 = \bar{q}_0 A_Q A_M A_D \times \left[1 + A_D \left(\frac{A_M}{I_M} - 1 \right) T_{scn}^2(\rho) \right] \quad (11b)$$

신호와 NPS 의 단위는 모두 mm^{-2} 이다.

4.5 픽셀 유효 면적 적분

실제 픽셀을 구성하는 포토다이오드는 일반적으로 스위칭 트랜지스터 등으로 인해 픽셀의 크기보다 작다. 따라서 위의 전하신호는 포토다이오드의 크기로만 한정되어야 하며, 이는 포토다이오드의 애퍼처 크기로 기술될 수 있다. 이 프로세스는

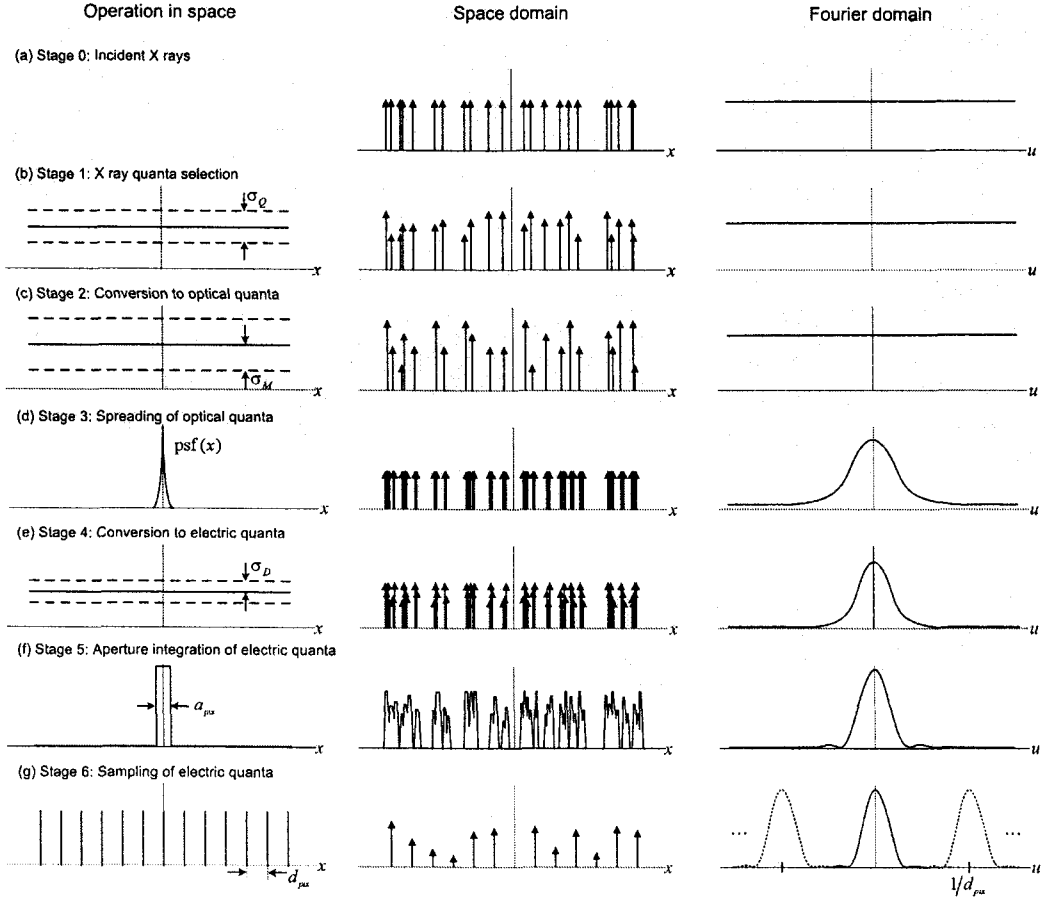


Fig. 2 Schematic illustration of the signal and noise at each stage. Each column describes the operation in the space domain, the signal in the space domain, and the NPS in the Fourier domain with respect to the cascade stages. Each row depicts an stage in the cascade modeling

결정론적 방법으로 기술되는 영상의 흐려짐 과정에 해당된다. 따라서, 만약 포토다이오드의 애퍼처가 한 변의 길이가 a_{pix} 인 정사각형이라고 한다면, 식 (4a) 및 (4b)에 의해 신호 및 잡음의 전달은 다음과 같다.

$$\bar{q}_5 = \bar{q}_4 \times a_{pix}^2 = a_{pix}^2 \bar{q}_0 A_Q A_M A_D \quad (12a)$$

$$W_5(\mathbf{p}) = W_4(\mathbf{p}) a_{pix}^4 \text{sinc}^2(\pi a_{pix} \mathbf{p}) \quad (12b)$$

$$= a_{pix}^4 \bar{q}_0 A_Q A_M A_D \times \left[1 + A_D \left(\frac{A_M}{I_M} - 1 \right) T_{scn}^2(\mathbf{p}) \right] \text{sinc}^2(\pi a_{pix} \mathbf{p})$$

여기서 애퍼처에 의한 MTF 는 sinc 함수로 기술되

었다.² 신호의 경우 단위는 무차원이 되며, NPS의 단위는 mm^2 이 된다.

4.6 샘플링

이차원으로 분포하는 신호를 픽셀 간격으로 샘플링한다는 의미는 단순히 이차원 신호 분포에 대해 픽셀 간격마다 값을 취하는 것을 의미하며, 따라서 신호 크기의 변화는 없다. 반면 잡음 전달, 즉 NPS의 경우에는 샘플링 이전 단계의 NPS와 픽셀 간격으로 배열된 델타함수의 푸리에 변환 함수의 이차원 곱셈적분이 된다.² 따라서, x 및 y 방향으로의 픽셀 간격이 모두 d_{pix} 라 한다면, 샘플링 후의 신호 및 잡음은 다음의 식과 같다.

$$\bar{q}_6 = \bar{q}_5 = a_{pix}^2 \bar{q}_0 A_Q A_M A_D \quad (13a)$$

$$\begin{aligned}
 W_c(\rho) &= W_s(\rho) \otimes_2 \sum_{k=0}^{\infty} \delta\left(\rho \pm \frac{k}{d_{pix}}\right) \\
 &= \sum_{k=0}^{\infty} W_s\left(\rho \pm \frac{k}{d_{scn}}\right) \\
 &= \sum_{k=0}^{\infty} a_{pix}^4 \bar{q}_0 A_Q A_M A_D \\
 &\quad \times \left[1 + A_D \left(\frac{A_M}{I_M} - 1 \right) T_{scn}^2 \left(\rho \pm \frac{k}{d_{pix}} \right) \right] \\
 &\quad \times \text{sinc}^2 \left\{ \pi a_{pix} \left(\rho \pm \frac{k}{d_{scn}} \right) \right\}
 \end{aligned} \tag{13b}$$

신호 및 NPS의 단위는 샘플링 이전 단계와 같다.

지금까지의 선형시스템 전달이론을 이용한 DR 디텍터의 모델링 과정과 관련하여 각 단계에서의 신호 및 잡음에 대한 대략적인 스케치를 Fig. 2에 나타내었다.

4.7 추가의 전기적 잡음

하나의 픽셀에 기여하는 전기적 잡음에는 포토다이오드의 암전류(dark current), 스위칭 트랜지스터의 리셋 잡음(reset noise) 등 매우 다양하다. 만약 전기적 잡음과 관련하여 잘 만들어진 디텍터라고 한다면, 포토다이오드 암전류가 가장 지배적이라고 할 수 있다. 일반적으로 암전류는 픽셀마다 랜덤하며, 따라서 주변 픽셀들과 독립적이라고 할 수 있다. 이는 공간주파수 상에서 추가의 전기적 잡음은 백색잡음(white noise)임을 시사한다. 따라서 NPS를 나이키스트 차단주파수 내에서 적분한 결과는 공간 도메인에서의 분산값과 같다는 관계로부터 추가의 전기적 잡음에 대한 NPS는 다음과 같다.¹¹

$$W_{add} = d_{pix}^2 \sigma_{add}^2 \tag{14}$$

4.8 DQE

영상의 화질을 결정하는 가장 중요한 인자는 SNR이며, 수학적으로는 영상에서의 평균 신호의 크기 대 신호 변동량의 표준편차의 비로 정의되는 스칼라 양이다. SNR의 제곱 즉, SNR²은 대상체의 대조도 및 크기에 반비례하기 때문에 영상의 SNR이 클수록 대조도 및 크기가 작은 대상체를 잘 나타낸다. 한편, 서론에서도 언급한 바와 같이 해상

도는 영상의 선명도(sharpness) 및 잡음에 영향을 받기 때문에 이들을 모두 고려하기 위해서는 공간 주파수에 따른 SNR 즉, SNR(ρ)의 평가가 필요하며, 만약 디텍터로 입사하는 엑스선의 플루언스가 \bar{q}_0 이고, 디텍터 시스템의 평균 게인이 \bar{G} 라고 한다면, 디텍터 출력에서의 SNR²은 수학적으로 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned}
 \text{SNR}_{out}^2(\rho) &= \frac{\bar{q}_{out}^2 \times \text{MTF}_{out}^2(\rho)}{\text{NPS}_{out}(\rho)} \\
 &= \frac{(\bar{q}_0 \times \bar{G})^2 \times \text{MTF}_{out}^2(\rho)}{\text{NPS}_{out}(\rho)}
 \end{aligned} \tag{15}$$

엑스선 영상의 형성 과정 중 엑스선 양자 수 혹은 빛과 같은 이차 양자의 수가 충분치 않을 경우, 이로부터 형성되는 엑스선 영상에서는 신호의 변동량이 두드러지게 나타나게 되는데, 이를 양자 잡음(quantum noise)이라 하며, 일반적으로 프와송 통계를 따른다. 참고로 추가의 전기적 잡음 등이 없고, 신호 및 잡음의 손실이 없는 이상적인 디텍터의 경우 출력에서의 SNR²은 결국 입력에서의 SNR²인 공간주파수에 무관한 \bar{q}_0 가 된다.

이상에서 언급한 디텍터의 출력단에서의 SNR² 대 입력단에서의 SNR²의 비를 DQE라 하며, 수학적으로 기술하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 \text{DQE}(\rho) &= \frac{\text{SNR}_{out}^2(\rho)}{\text{SNR}_m^2(\rho)} \\
 &= \frac{\bar{q}_{out}^2 \times \text{MTF}_{out}^2(\rho) / \text{NPS}_{out}(\rho)}{\bar{q}_m^2 / \text{NPS}_m(\rho)} \\
 &= \frac{(\bar{q}_0 \times \bar{G})^2 \times \text{MTF}_{out}^2(\rho) / \text{NPS}_{out}(\rho)}{\bar{q}_0^2 / \bar{q}_0} \\
 &= \frac{\bar{q}_0 \times \bar{G}^2 \times \text{MTF}_{out}^2(\rho)}{\text{NPS}_{out}(\rho)}
 \end{aligned} \tag{16}$$

디텍터 자체의 비효율성, 양자 잡음 이외의 잡음의 발생, 영상의 흐려짐 등으로 인해 DQE는 1보다 큰 값을 가질 수는 없다. DQE는 DR 디텍터의 고유 성능을 기술할 수 있는 단일 척도이며, DQE값이 높을수록 디텍터의 SNR 특성이 좋을 것을 시사한다.

식 (16)과 앞서 선형시스템 전달이론으로 구한 결과를 비교하면, 다음과 같다.

$$\bar{G} = a_{pix}^2 A_Q A_M A_D \quad (17a)$$

$$MTF_{out}(\rho) = T_{scn}(\rho) \left| \text{sinc}(\pi a_{pix} \rho) \right| \quad (17b)$$

$$NPS_{out}(\rho) = \sum_{k=0}^{\infty} W_k \left(\rho \pm \frac{k}{d_{scn}} \right) + W_{add} \quad (17c)$$

5. 모델링 적용의 예

지금까지 영상 시스템의 성능 분석을 위한 이론적 방법인 캐스케이드 선형시스템 전달이론에 대해 설명하였으며, 이 이론을 간접변환방식 디텍터에 대해 실제 적용해 보고자 한다. 여기서 고려하고 있는 디텍터는 CMOS 평판형 디텍터(C7942, Hamamatsu, Japan)로 200 μm 두께의 CsI:Tl 섬광체 및 CMOS 공정으로 제작한 포토다이오드 어레이로 구성되어 있다.¹¹ 총 2400 \times 2400 의 픽셀 수로 구성되어 있으며, 픽셀 간격은 50 μm 이다.

엑스선 에너지 60 kVp, 조사선량(exposure) 17 mR 의 조건으로 MTF, NPS 등을 측정하여 DQE를 구하였다. 엑스선 플루언스는 실험 조건에서의 반가층(HVL: half-value layer)을 측정하고, 이를 토대로 엑스선 스펙트럼 시뮬레이터를 이용하여 예측하였다.

실험 결과로 도출된 성능을 분석하기 위해 본 논고에서 기술한 캐스케이드 선형시스템 전달이론을 바탕으로 모델링을 수행하였다. 모델링에 필요한 파라미터는 대부분 몬테칼로(Monte Carlo) 방법을 이용하여 시뮬레이션을 통해 계산하였다. 엑스선의 거동을 시뮬레이션하기 위해 MCNPXTM (ORNL, USA)를 사용하였으며, 빛의 거동은 DETECT2000TM (Laval University, Quebec, Canada) 코드를 이용하였다. MTF 는 실제 실험 데이터를 이용하였으며, 추가의 전기적 잡음은 포토다이오드 제작 회사에 직접 문의하여 입수하였다.

실험 결과 및 모델링 결과를 Fig. 3 에 함께 도시하였으며, 두 결과가 매우 잘 일치함을 알 수 있다. 참고로 NPS 대신 $(\bar{q}_0 \times \bar{G})^2$ 의 값으로 나온 정규화된 NPS (normalized NPS)를 이용하였다. 식 (17c)에서 보인 바와 같이 NPS 는 크게 두 항의 합으로 이루어져 있는데, Fig. 3(b)에 각 항에 대한 정규화된 NPS 를 따로 나타내었다.

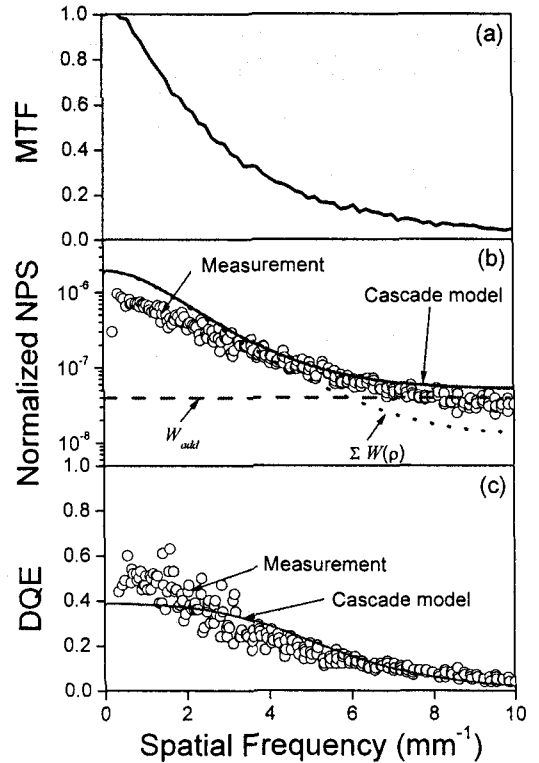


Fig.3 Fourier analyses of the performance of the detector. (a) MTF; (b) NPS, and (c) DQE. Solid lines in the figures are the theoretical calculations based on the cascaded linear-systems transfer theory

여기서 예로 든 디텍터의 경우 외부 환경으로부터 CsI:Tl 과 CMOS 포토다이오드 어레이의 보호를 위해 1 mm 두께의 알루미늄으로 하우징 처리를 하고 있다. 하지만, 1 mm 의 두께의 알루미늄은 입사하는 엑스선을 크게 감쇠시킬 수 있다. 이를 고려하여, 만약 알루미늄 하우징이 없을 경우에 대한 DQE 모델링 결과를 Fig. 4 에 나타내었다.²⁶ 결과에서 알 수 있듯이 전체 공간주파수 영역에 대해 상당한 성능의 개선이 예상됨을 알 수 있다. 따라서, 디텍터를 제작할 때, 막연히 알루미늄 등으로 하우징 처리를 하는 것보다는 탄소 박판(polycarbonate plate) 등의 원자번호가 낮으면서 강성이 있는 물질로 윈도우를 만드는 것이 디텍터의 효율을 향상시킬 수 있음을 예측할 수 있다.

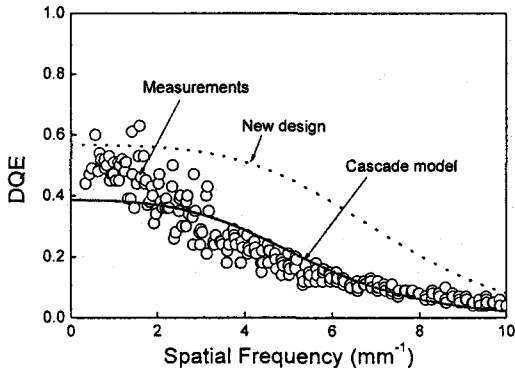


Fig. 4 Measured and calculated DQE curves. Dotted line is the expected DQE in the new detector design

6. 결론

의학영상 시스템의 성능 분석과 관련하여 캐스캐이드 선형시스템 전달이론에 대해 소개하였으며, DR 디텍터를 예로 들어 모델링 과정을 자세히 기술하였다. 더불어 모델링 결과를 실제 실험 결과와 비교하여 그 유용성에 대해 간단히 언급하였다. 여기서는 비록 간단한 예를 통해 선형시스템 전달이론 및 의학영상 시스템 성능 분석을 위한 모델링의 유용성을 설명하였으나, 이 방법을 이용한다면 응용 분야에 따라 많은 디자인 파라미터에 대한 개선을 꾀할 수 있는 방법을 제시할 수 있다. 혹은 현재 시스템의 성능을 지배하고 있는 요소를 파악할 수 있으며, 이의 개선을 꾀할 수도 있다.

본 논고에서는 디지털 라디오그래피 디텍터와 관련하여 가장 기본적인 절차의 모델링 과정에 대해 설명하였으나, 최근에는 특성 엑스선(characteristic x-ray)의 발생 및 이의 재흡수 과정까지를 고려한 병렬형 캐스캐이드 선형시스템 전달이론이 연구된 바 있으며,²⁷ 유사한 방법으로 섬광체와 반응하지 않고 투과한 엑스선이 직접 포토다이오드와 반응하여 발생하는 잡음의 분석에 대한 연구도 소개된 바 있다.²⁸ 이처럼 선형시스템 전달이론은 의학영상 시스템의 성능 분석과 관련하여 지속적으로 활발히 연구가 수행되고 있으며, 시간까지 고려해야 하는 동영상 시스템으로까지 확대되고 있는 추세이다. 원래는 공간해상도 개념이 덜 중요한, 그래서 비교적 모델링이 용이한 감마

선을 이용하는 핵의학 영상 시스템에 대해 먼저 적용되었으나, 현재는 엑스선 의학영상 시스템에 대해 활발히 응용되고 있다. 하지만, 고체형 픽셀 구조의 디텍터가 고려되고 있는 핵의학 분야에서도 이와 관련하여 앞으로는 많은 연구가 수행되어 질 것으로 생각된다.

후 기

이 논문은 2007 년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (R01-2006-000-10233-0).

참고문헌

1. Hasegawa, B. H., "The Physics of Medical X-ray Imaging, Madison, Wisconsin," Medical Physics Publishing Company, 1991.
2. Cunningham, I. A., "Applied Linear-Systems Theory," Chapter 2, Handbook of Medical Imaging: Vol. 1. Physics and Psychophysics (Eds. J. Beutel, H.L. Kundel, and R. Van Metter), SPIE, 2000.
3. Dobbins III, J. T., "Image Quality Metrics for Digital Systems," Chapter 3, Handbook of Medical Imaging: Vol. 1. Physics and Psychophysics (Eds. J. Beutel, H.L. Kundel, and R. Van Metter), SPIE, 2000.
4. Rose, A., "The Sensitivity Performance of The Human Eye on The Absolute Scale," J. Opt. Soc. Am., Vol. 38, No. 2, pp. 196-208, 1948.
5. Moy, J. P., "Signal-to-Noise Ratio and Spatial Resolution in X-ray Electronic Imagers: Is the MTF A Relevant Parameter?," Med. Phys., Vol. 27, Issue 1, pp. 86-93, 2000.
6. Metz, C. E., Wagner, R. F., Doi, K., Brown, D. G., Nishikawa, R. M. and Myers, K. J., "Toward Consensus on Quantitative Assessment of Medical Imaging Systems," Med. Phys., Vol. 22, Issue 7, pp. 1057-1061, 1995.
7. Wagner, R. F., Weaver, K. E., Denny, E. W. and Bostrom, R. G., "Toward A Unified View of Radiological Imaging Systems. Part I: Noiseless Images," Med. Phys., Vol. 1, Issue 1, pp. 11-24, 1974.
8. Kim, H. K., "Sensor Technology for Digital Radiography," J. of the KSPE, Vol. 22, No. 8, pp. 7-

- 16, 2005.
9. Street, R. A., Nelson, S., Antonuk, L. and Perez-Mendez, V., "Amorphous Silicon Sensor Arrays for Radiation Imaging," *Proc. Mater. Res.*, Vol. 192, pp. 441-452, 1990.
 10. Rowlands, J. A. and Kasap, S., "Amorphous Semiconductor Usher in Digital X-ray Imaging," *Phys. Today*, Vol. 50, No. 11, pp. 24-30, 1997.
 11. Kim, H. K., Lee, S. C., Cho, M. H., Lee, S.Y. and Cho, G., "Use of A Flat-Panel Detector for Microtomography: A Feasibility Study for Small-Animal Imaging," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 52, No. 1, pp. 193-198, 2005.
 12. Fujita, K., Mori, H., Kyuushima, R., Honda, M. and Yamamoto, K., "High Resolution Large Formatted CMOS Flat-Panel Sensors for X-ray," *IEEE Nucl. Sci. Symp. and Med. Imag. Conf.*, pp. 2114-2118, 2003.
 13. Bigas, M., Cabruja, E., Forest, J. and Salvi, J., "Review of CMOS Image Sensors," *Microelectronics Journal*, Vol. 37, Issue 5, pp. 433-451, 2006.
 14. Kim, H. K., "Cone-Beam Microtomography and Its Application," *J. of the KSPE*, Vol. 22, No. 3, pp. 7-14, 2005.
 15. Jaffray, D. A. and Siewerdsen, J. H., "Cone-Beam Computed Tomography with A Flat-Panel Imager: Initial Performance Characterization," *Med. Phys.*, Vol. 27, Issue 6, pp. 1311-1322, 2000.
 16. Ning, R., Chen, B., Yu, R., Conover, D., Tang, X., and Ning, Y., "Flat Panel Detector-Based Cone-Beam Volume CT Angiography Imaging: System Evaluation," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol. 19, No. 9, pp. 949-963, 2000.
 17. Lee, S. C., Kim, H. K., Chun, I. K., Cho, M. H., Lee, S. Y. and Cho, M. H., "A Flat-Panel Detector Based Micro-CT System: Performance Evaluation for Small-Animal Imaging," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 48, Issue 24, pp. 4173-4185, 2003.
 18. Barrett, H. H. and Swindell, W., "Radiological Imaging - The Theory of Image Formation, Detection, and Processing," New York: Academic Press, 1981.
 19. Barrett, H. H. and Meyers, K. J., "Foundations of Image Science," New York: Wiley, 2004.
 20. Sattarivand, M. and Cunningham, I. A., "Computational Engine for Development of Complex Cascaded Models of Signal and Noise in X-ray Imaging Systems," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol. 24, No. 2, pp. 211-222, 2005.
 21. Rabbani, M., Shaw, R. and Van Metter, R., "Detective Quantum Efficiency of Imaging Systems with Amplifying and Scattering Mechanisms," *J. Opt. Soc. Am. A*, Vol. 4, Issue 5, pp. 895-901, 1987.
 22. Rabbani, M. and Van Metter, R., "Analysis of Signal and Noise Propagation for Several Imaging Mechanisms," *J. Opt. Soc. Am. A*, Vol. 6, Issue 8, pp. 1156-1164, 1989.
 23. Cunningham, I. A., Westmore, M. S. and 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.*, Vol. 21, Issue 3, pp. 417-427, 1994.
 24. Swank, R. K., "Absorption and Noise in X-ray Phosphors," *J. Appl. Phys.*, Vol. 44, Issue 9, pp. 4199-4203, 1973.
 25. Barrett, H. H., Wagner, R. F. and Myers, K. J., "Correlated Point Processes in Radiological Imaging," *Proc. SPIE*, Vol. 3032, pp. 110-125, 1997.
 26. Lee, S. C., Kim, H. K., Chun, I. K., Cho, M. H., Cho, M. H. and Lee, S. Y., "Development and Characterization of A Flat-Panel Detector-Based Microtomography System," *Key Eng. Mater.*, Vols. 270-273, pp. 1245-251, 2004.
 27. Yao, J. and Cunningham, I. A., "Parallel Cascades: New Ways to Describe Noise Transfer in Medical Imaging Systems," *Med. Phys.*, Vol. 28, Issue 10, pp. 2020-2038, 2001.
 28. Kim, H. K., "Generalized Cascaded Model to Assess Noise Transfer in Scintillator-Based X-ray Imaging Detectors," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 89, No. 23, p. 233504, 2006.