

◆특집◆ 방사선영상계측 및 응용

디지털 라디오그래피 센서 기술

김호경\*

Sensor Technology for Digital Radiography

Ho Kyung Kim\*

Key Words : X-ray, X-ray imager, Pixel detector, Pixel array, Nondestructive test

1. 서론

진단방사선학의 가장 기본인 엑스선 영상화(X-ray radiography) 기술은 필름을 이용하는 기존 아날로그 방식에서 컴퓨터와 네트워크를 이용하는 디지털 방식(DR: digital radiography)으로 급속히 전환되고 있다. 기계.전자부품, 인쇄회로기판(PCB: printed circuit board) 등의 수율 향상을 위해 출고검사의 일환으로 실시되고 있는 산업용 비파괴검사(nondestructive test) 역시 디지털 방식을 채택하고 있다. 반면, 플랜트 배관 및 이음새 등에 대한 비파괴시험 및 평가(NDT&E: nondestructive testing and evaluation) 등은 아직까지도 여전히 필름을 이용한 아날로그 방식을 채택하고 있다. 그 이유는 감마선의 높은 에너지와 반면 동위원소 특성상 낮은 플럭스(flux) 때문인데 최근 고감도의 대면적 디지털 영상센서(image sensor or imager)가 개발됨으로써, 선진국에서는 빠른 추세로 DR 기법을 이용한 NDT&E 로 전환하고 있다. 성숙된 DR 기법은 tomosynthesis, laminography 등 피검체의 내부 단면 영상 획득이 가능한 전산화단층촬영(CT: computed

tomography)의 고급 기술로 쉽게 발전할 수 있다.<sup>1,2</sup> 따라서, 국내에서도 DR 기술의 산업적 적용 및 응용에 대해 관심을 기울인다면, 그간 취약했던 방사선을 이용한 NDT&E 분야에서 큰 도약을 할 수 있는 계기가 될 것으로 사려된다. 이에 생산자동화 및 비파괴검사 분야에 미약하나마 도움이 되고자 DR 기술의 근간이 되는 엑스선 영상센서 기술을 본 논고에서 소개하고자 한다.

엑스선 영상센서 기술은 물리, 재료, 원자력, 전기.전자.전산, 기계 등 다양한 학문적 배경 및 전문지식과 기술을 요구한다. 따라서, 본 논고를 통해 자세한 설계 및 제작공정 등을 기술하기에는 어려움이 크므로, 간단히 동작원리를 설명하고, 실제 설계 및 사용 예를 통해 독자들의 관심을 유도하고자 하며, 직접적인 사용 및 응용에 관심이 많은 독자를 위해 엑스선 영상센서에서의 중요한 설계변수 몇 가지에 대해 논하고자 한다. 더불어 가까운 미래에 실현될 발전 방향에 대해 언급하고, 결론을 통해 본 논고를 마치고자 한다.

2. 엑스선 영상센서의 동작원리

엑스선을 비롯한 방사선을 인간이 인지할 수 있는 신호(일반적으로 전기신호)로 변환하는 것을 방사선 검출(radiation detection)이라 하며, 이를 위한 센서를 방사선 검출기(radiation detector)라고 한다. 따라서 엑스선과 검출 매질간의 상호작용 중 전리작용(ionization)을 이용하여 매질 내부에 전자-

\* 부산대학교 기계공학부 지능기계공학과

Tel. 051-510-3511, Fax. 051-514-0685

Email hokyung@pnu.edu

계측 시스템, 특히 방사선영상계측시스템, 방사선 응용, 지능형 Machine Vision, 의공학 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

이온쌍(electron-ion pair) 혹은 전자-정공쌍(electron-hole pair), 즉 전하신호(charge signal)를 생성시켜 이로부터 전기신호를 유도하게 된다. 이때, 입사한 엑스선의 에너지를 직접적으로 전기신호로 유도하는 방법을 직접변환방식(direct detection method), 입사 엑스선의 에너지를 빛으로 변환 후 이를 다시 광센서를 통해 전기신호로 유도하는 방법을 간접변환방식(indirect detection method)이라 한다.<sup>3-8</sup> 직접 및 간접변환방식에 대한 대표적인 검출 매질로는 각각 광도전체(photoconductor)<sup>5,7</sup> 그리고 섬광체(scintillator)<sup>5,6,8</sup>를 들 수 있다. Fig.1은 전술한 내용을 개념적으로 스케치한 것이다.<sup>4</sup> 직접변환방식의 경우에는 광도전체에서 생성된 전자-정공쌍이 내부에 인가된 고전압에 의해 형성된 전기력선을 따라 이동하기 때문에 공간분해능이 매우 우수한(엑스선 위치 정보를 정확히 파악) 반면, 간접변환방식의 경우에는 섬광체 내부에서 발생된 빛이 사방으로 산란되기 때문에 공간분해능이 저하되는 단점이 있다.

엑스선 영상센서의 물리적 구조를 살펴보면 크게 두 층으로 구분할 수 있는데, 상층은 엑스선 흡수/변환층, 그리고 하부층은 상층에서 생성된 전기신호 혹은 빛(수집된 빛은 직접변환방식과 유사한 원리로 다시 전기신호로 변환)을 전하신호의 형태로 수집, 저장하고 이를 다시 외부의 리드아웃 신호처리 회로(external readout signal processing circuit)로 전송하기 위한 2 차원 픽셀 어레이(pixel array)로 이루어진다. 따라서, 엑스선 영상센서를 픽셀 디텍터(pixel detector)라고 명명하기도 한다. 참고로 pixel이란 picture element를 줄인 표현으로 화소를 의미한다. 개개의 픽셀은 직접변환방식의 경우 전하신호의 저장을 위한 커패시터(capacitor), 간접변환방식의 경우에는 빛을 전하신호로의 변환 및 저장을 위한 포토다이오드(photodiode) 혹은 포토트랜지스터(photo-transistor)로 구성된다. 또한 각 픽셀은 스위칭(switcing) 박막트랜지스터(TFT: thin-film transistor)를 포함하고 있는데(간단히, 픽셀 스위치), 이는 픽셀의 커패시터 혹은 포토다이오드에 저장된 전하신호를 외부 신호처리 회로로 전압 신호(voltage signal)의 형태로 변환하기 위함이다.

간접변환방식의 경우 섬광체와 리드아웃 픽셀 어레이의 결합방식에 따라 다시 직접결합과 간접결합으로 구분할 수 있다. 직접결합은 섬광체와 리드아웃 픽셀 어레이간의 굴절률 차이에 의한 빛의 손실을 줄이기 위해 광접착제(optical grease) 등을 이용하며, 최근에는 섬광체를 리드아웃 픽셀 어레이 위에 직접 제작하기도 한다. 간접결합에서는 광학렌즈, 섬유광학(fiber optics), 즉 광섬유다발 등을 주로 이용한다.

리드아웃 픽셀 어레이로부터 외부 회로로 신호를 끌어내기 위해서 전기적 주사방식(electrical scanning)을 이용한다. 한 행씩 순차적으로 픽셀 스위치를 구동하기 위한 전압신호가 게이트선(gate line)을 통해 인가되면, 해당 픽셀 스위칭 트랜지스터의 소스단(source)이 데이터선(data line)과 전기적으로 연결되며, 따라서 한 열씩 전압신호가 외부회로로 유도되어진다. 이렇게 외부로 추출된 2 차원 엑스선 신호분포는 디지털 신호로 변환 후 컴퓨터 메모리에 저장되어지며, 궁극적으로는 모니터 혹은 프린터를 통해 영상의 형태로 출력되어 지거나, 통신망을 통해 필요로 하는 곳으로 전송 된다.

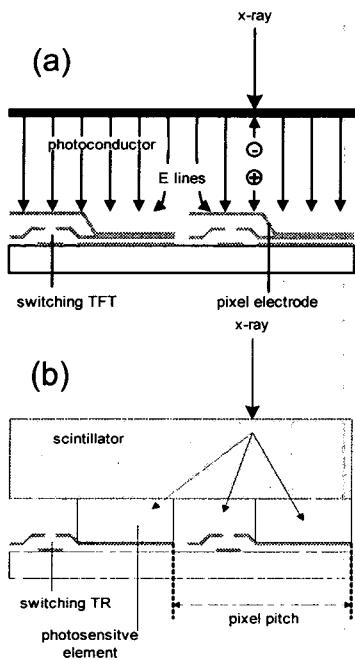


Fig. 1 Schematic diagram describing (a) direct and (b) indirect X-ray detection methods

### 3. 엑스선 영상센서 기술의 예

기존의 엑스선 필름을 대신하여 디지털 엑스선 영상센서의 구현을 위해서 가장 어려운 점 중 하나는 필름 크기에 대응할 수 있는 대면적의 영상센서를 개발하는 일이었다. 리드아웃 픽셀 어레이로 CCD (charge-coupled device)는 오래 전부터 상용화되어 사용되어져 왔으며, 최근에는 디지털 카메라 기술의 발전에 힘입어 저가의 CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor) 센서도 큰 주목을 받고 있다.<sup>9</sup> 하지만, 두 픽셀 어레이 모두 single crystal silicon 을 기반으로 하기 때문에 높은 수율로 대면적으로 제작하기에는 많은 어려움이 따른다. 따라서 일찍이 광학 시스템을 이용한 간접변환방식이 도입되었으며, 대표적으로 영상증배관(image intensifier)을 들 수 있다(Fig. 2 참조). 영상증배관은 대면적의 섬광체에서 방출되는 빛이 광음극판(photocathode)을 자극하여 광전자(photoelectron)를 방출하고, 광전자는 진공관 전기장 내에서 집속되어 다시 작은 면적의 섬광체에 에너지를 흡수·전달하고, 이로부터 발생되는 빛을 대표적인 리드아웃 픽셀 어레이라 할 수 있는 CCD 를 통해 영상화하는 시스템이다. 영상증배관은 산업용 비파괴검사와 관련한 가장 대표적인 엑스선 영상센서이다.

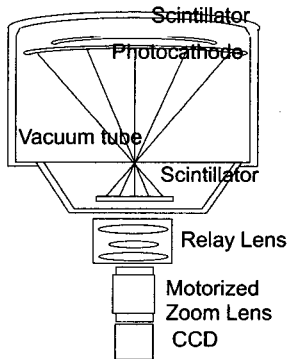


Fig. 2 A sketch of X-ray image intensifier tube

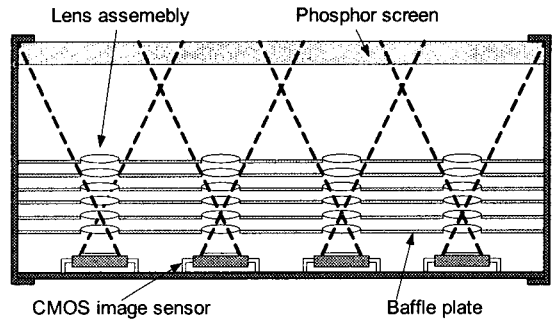


Fig. 3 A sketch of large area, lens-coupled CMOS imager<sup>10</sup>

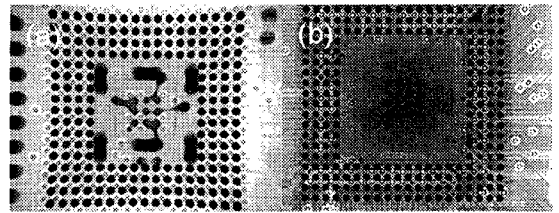


Fig. 4 Acquired images obtained from (a) a lens-coupled pixel detector<sup>10</sup> and (b) a flat-panel pixel detector<sup>11</sup>

Fig.3 은 리드아웃 픽셀 어레이로 CCD 대신 최근의 CMOS 센서를 이용하여 대면적 엑스선 영상 시스템으로 구현한 또 다른 한 예이다(렌즈결합형 CMOS 영상센서).<sup>10</sup> 섬광체와의 결합은 6 개의 광학렌즈를 이용하였으며, 14 inch × 14 inch 의 대면적화를 위해 8×8 의 배열을 시도하였다.

이와 같이 광학 시스템을 이용하여 영상센서를 구현할 경우 추후 언급할 광학 결합효율(optics coupling efficiency) 이외에도 다른 단점들이 존재한다. 우선은 시스템 자체가 매우 덩치가 크며, 또한 기계적으로 매우 취약하다. 더불어 원형의 광학 시스템 때문에 획득 영상의 왜곡이 발생한다[Fig. 4(a) 참조].<sup>11</sup>

지난 20 여년 간 대면적의 평판형(flat-panel) 엑스선 영상센서를 개발하기 위해 많은 노력이 기울여졌으며, 근간의 대면적 액정 디스플레이(LCD: liquid crystal display)의 수소화된 비정질 실리콘(a-Si:H: hydrogenated amorphous silicon) 박막트랜지스터 어레이(TFT array) 기술을 바탕으로 상용화에 성공을 거두게 되었다. TFT 어레이 위에 전하신호를 축적하기 위한 커패시터 어레이를 만들고, 그

위에 광도전체로 비정질 셀레늄(*a*-Se: amorphous selenium)을 코팅함으로써 직접변환방식의 대면적 영상센서가 개발되었으며,<sup>7</sup> 이보다 더 이르게는, TFT 어레이에 아일랜드(island) 구조의 *a*-Si:H 포토다이오드를 제작하고, 여기 위에 섬광체를 부착함으로써 간접변환방식의 영상센서가 개발되었다.<sup>6</sup> Fig. 5는 간접변환방식의 대면적 *a*-Si:H 기반 픽셀 디텍터의 설계 및 제작 예를 보여준다.<sup>8</sup> Fig. 5(a)에서 알 수 있듯이 36 cm × 21.5 cm의 두 패널을 물리적으로 결합하여 36 cm × 43 cm의 대면적으로 구현하였으며, 리드아웃 속도의 향상을 위해 한 패널에서 두 방향으로 동시에 신호를 읽어 들이도록 설계하였다. 픽셀은 139 μm의 크기로 설계되었다. 이와 같은 평판형 영상센서는 구조가 compact하며, 렌즈 등에 의한 영상왜곡이 없다 [Fig.4(b) 참조].

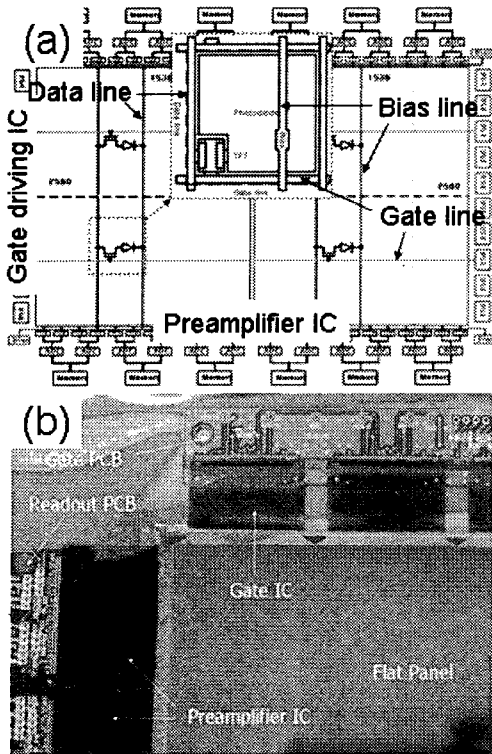


Fig. 5 *a*-Si:H photodiode/TFT array for the flat-panel pixel detector.<sup>8</sup> (a) A schematic of pixel array design and (b) a photograph of a sample pixel detector.

현재 대면적 평판형 픽셀 디텍터는 직접변환방식의 *a*-Se 픽셀 디텍터 그리고, 간접변환방식의 *a*-Si:H 픽셀 디텍터로 양분되어 세계 시장의 판세를 가르고 있다. 후발 주자인 *a*-Se 픽셀 디텍터의 경우 고분해능이라는 장점으로 주목을 받았으나, 실제 획득 영상의 분석 결과, *a*-Si:H 픽셀 디텍터와 별반 차이를 보이지 않았다. 그 이유는 아이러니컬하게도 고분해능이기 때문에 유발되는 문제점으로, 높은 공간주파수(spatial frequency) 영역에서의 noise aliasing 때문이다.<sup>12</sup> 수학적 표현을 포함한 자세한 설명은 본 논고의 범위를 넘어서기 때문에 이를 생략하고, 대신 직관적인 설명으로 이를 대신하면 다음과 같다. 전자회로에서 기인하는 잡음을 제외하면, 영상센서에서의 잡음은 엑스선 흡수/변환층에서의 엑스선 광자의 반응 확률에 따른 통계적 fluctuation, 흡수된 에너지의 전하신호로의 변환과정에서의 통계적 fluctuation 등 Poisson 분포를 따르는 quantum noise가 지배적이다. 직접변환방식의 시스템인 경우 유효 신호정보가 고분해능으로 전달(즉, 그 위치의 정보를 아래의 해당 픽셀에 그대로 전달)되는 것과 마찬가지로, quantum noise 역시 고분해능으로 전달된다. 반면, 간접변환방식의 시스템인 경우에는 빛이 산란되어 아래의 여러 픽셀로 분산되어 전달(즉, 공간해상도의 저하 발생)되는 것처럼, quantum noise 역시 분산되어 전달되어 진다. 영상의 화질은 공간주파수에 따른 신호대 잡음비(SNR, signal-to-noise ratio)에 의해 결정되기 때문에 직접변환방식의 경우 높은 공간주파수 영역에서 높은 quantum noise에 의한 SNR의 저하가 발생되어, 높은 공간주파수 영역에서 기대했던 만큼 좋은 화질을 보여 주지는 못한다.

Fig. 6은 엑스선 영상센서를 이용하여 인쇄회로기판을 촬영한 예이다.<sup>11</sup> BGA (ball grid array)의 납땜 특성 분석, 미세 wire 간의 접촉여부, 반도체 칩의 인쇄회로기판 상의 부착여부, 다층 기판의 via 홀 등 육안검사 혹은 광학 비전 검사로는 불가능한 영역을 충분히 해결해 준다. 또한 Fig. 7과 같이 디지털 영상처리가 가능하기 때문에 정량적 해석 또한 가능하다.<sup>11</sup> 이처럼 엑스선 영상센서를 이용한 산업적 이용은 매우 긍정적이며, 또한 다양한 응용으로 확대될 수 있을 것으로 기대된다.

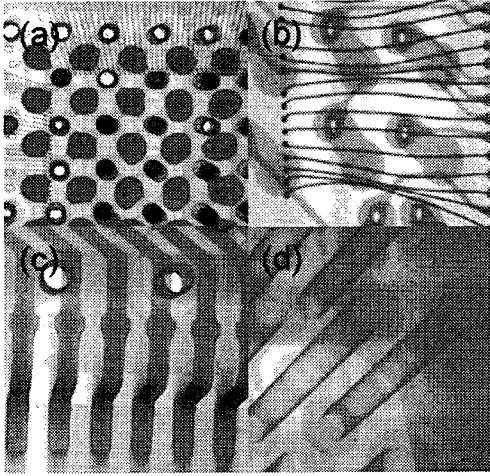


Fig. 6 Examples of NDT&E images.<sup>11</sup> (a) BGA, (b) wire sweeping, (c) gull-wing pads, and (d) via holes of a multilayer PCB

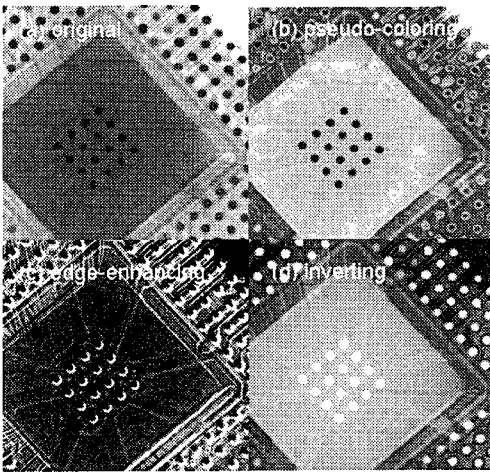


Fig. 7 Post-image processing for quantitative analysis.<sup>11</sup> (a) Original, (b) pseudo-colored, (c) edge-enhanced, and (d) inverted images

#### 4. 주요 설계변수

고효율, 고해상도 엑스선 영상센서의 설계 및 제작과 관련하여 많은 설계변수가 고려되어야 한다. 고효율의 엑스선 흡수/변환층을 위해서는 높은 원자번호, 밀도, 유효신호변환효율 등이 고려되어야 하며, SNR의 극대화를 위한 저잡음 신호처리 회로(low noise signal processing circuit)의 구현 등 그

고려대상이 매우 다양하며, 따라서 본 논고를 통해서 기술하기에는 많은 어려움이 따른다. 본 논고에서는 독자들이 이해하기 쉬운, 반면에 실제 설계자들이 간과하기 쉬운 몇 가지 예를 통해 엑스선 영상센서의 설계 및 제작의 고충을 대신하고자 한다.

#### 4.1 광학 결합효율

전술한 바와 같이 간접변환을 이용한 엑스선 영상센서의 경우 광학 시스템을 이용하는 경우가 많은데, 이는 대면적의 엑스선 변환층, 즉 섬광체의 사용성과는 달리 픽셀 어레이의 크기가 실제 촬영하고자 하는 대상체보다 작은 경우에 유용하게 이용될 수 있다. 또한, 엑스선에 대한 픽셀 어레이의 직접적인 손상을 최소화할 때도 사용될 수 있는 방법 중 하나이다. 이때, 중요한 설계변수 중 하나로 광학 결합효율을 들 수 있다. 섬광체에서 발생된 빛을 손실없이 얼마나 잘 리드아웃 픽셀 어레이로 전달하는가를 나타내는 척도이며, 따라서 엑스선 영상센서의 민감도(sensitivity)와 직접적인 관계를 가진다. 한 예를 들어본다면, 다음은 광학렌즈의 결합효율을 나타내는 가장 간단한 해석적인 식이다.<sup>10,13</sup>

$$\alpha = \frac{\tau}{1 + 4F^2(1 + m)^2}$$

여기서,  $\tau$ 는 렌즈의 투과율(transmittance),  $F$ 는  $f$ -number(초점거리를 렌즈의 실효구경으로 나눈 값)이며,  $m$ 은 축소율(demagnification factor)이다. 식에서 알 수 있듯이 축소율이 크면 클수록 렌즈의 결합효율은 기하급수적으로 감소하게 된다. 광섬유 다발에 대해  $\tau = 80\%$ ,  $NA$  (numerical aperture) = 100%, 그리고, 렌즈에 대해서는  $\tau = 80\%$ ,  $F = 1.2$ 로 가정하고 확대율에 따른 결합효율을 예측한 결과를 Fig. 8에 나타내었다. 만약 확대율이 0.5, 즉 2배의 축소율에 대해서 광섬유다발의 결합효율은 20% 정도이며, 렌즈의 경우는 겨우 1.5% 정도이다. 따라서, 아무리 엑스선 흡수/변환 효율이 뛰어난 섬광체를 사용하더라도 광수집을 위한 광학 시스템을 제대로 설계하지 않으면, 막대한 신호의 손실을 초래하게 된다.

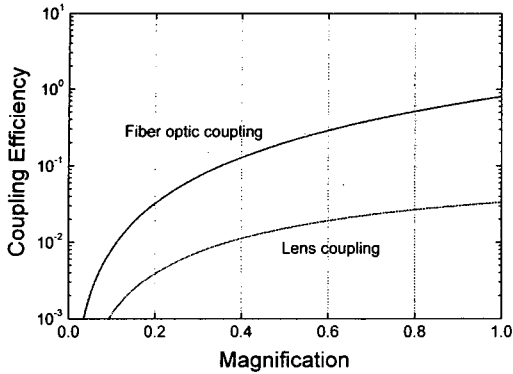


Fig. 8 Estimation of optics coupling efficiencies

Fig. 9 는 평판형 영상센서 및 렌즈결합형 CMOS 영상센서로 획득한 영상의 예이며,<sup>8,10</sup> 비슷한 화질을 보여준다. 하지만, 여기서 중요한 사항은 Fig. 9(b)의 경우 Fig.9(a)에 비해 20 배 이상의 엑스선을 조사하여 획득한 영상이다. 이는 대부분 렌즈의 광결합효율 때문이다. 산업용 비파괴 검사 시스템과는 달리 의료영상의 경우에는 환자에 대한 피폭의 최소화가 가장 중요한 제한이기 때문에 광학 시스템을 이용할 경우 엑스선 민감도가 충분히 고려되어야 한다.

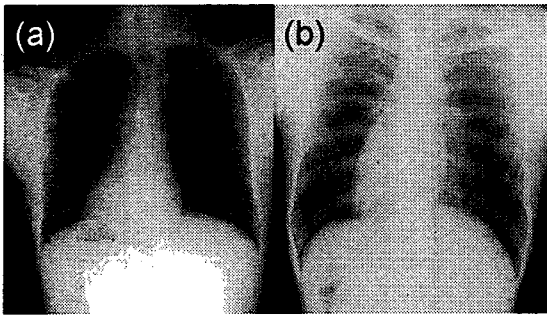


Fig. 9 DR images obtained from (a) a flat-panel pixel detector<sup>8</sup> and (b) a lens-coupled pixel detector<sup>10</sup>

Table 1 Design rules of the *a*-Si:H TFT technology

Specification	Unit	Design rules	
		Current	Advanced
Metal line width	μm	10	5
Pixel gap	μm	30	15
TFT size	μm <sup>2</sup>	200	100

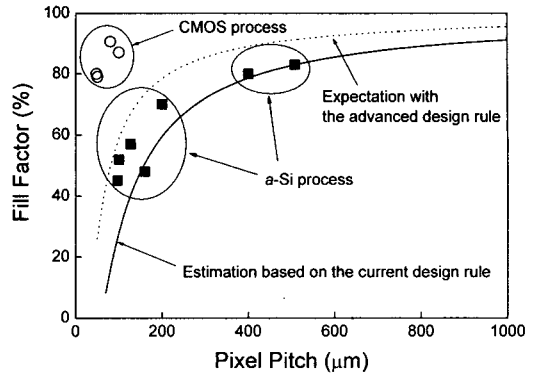


Fig. 10 Estimation of the pixel fill-factor as a function of the pixel size based on the current design rules of the *a*-Si:H TFT technology. The estimation curve fits well to the published data. The pixel fill-factor by the CMOS process is also shown

#### 4.2 픽셀 Fill-Factor

영상센서의 민감도와 관계하여 또 다른 중요한 설계변수 중의 하나는 픽셀의 fill-factor 이다.<sup>2</sup> 전술한 바와 같이 일반적으로 외부 신호전달선, 픽셀 스위치 등에 의해 픽셀 전영역이 엑스선 혹은 빛에 민감하지는 않다. 이처럼 한 픽셀에 대해 엑스선 혹은 빛에 민감한 부분이 차지하는 면적 비율을 fill-factor 라 하며, 엑스선 영상센서의 민감도는 fill-factor 에 직접 비례하게 된다. Fill-factor 는 픽셀 어레이의 제작 공정기술에 의해 좌우된다. 특히, 고분해능의 엑스선 영상획득을 위한 미세한 픽셀 디자인일수록 fill-factor 에 대한 효과는 더욱 분명해 진다. Fig. 10 은 지금까지 발표된 대표적인 평판형 엑스선 픽셀 디텍터의 fill-factor 측정치와 현재 *a*-Si:H TFT 어레이 제작공정기술[표 1 참조]을 바탕으로 계산한 결과를 보여준다. 현재까지 보고된 바에 의하면, *a*-Si:H TFT 어레이 기술로 제작된 엑스선 영상센서의 최소 픽셀 크기는 97 μm 이며, 이때 측정된 fill-factor 는 45% 정도이다.<sup>14</sup> 현재 *a*-Si:H 공정 선평의 절반으로 공정기술이 향상된다하더라도 예상되는 fill-factor 는 60%정도이다. 즉, 간접변환방식의 경우 수집된 광의 40%의 손실을 초래하게 될 것이다.

최근에는 sub-micrometer 선평의 공정기술이 가능한 CMOS 기술을 이용한 엑스선 픽셀 디텍터

제작기술이 선보이고 있으며, Fig.에서 알 수 있듯이 50  $\mu\text{m}$  픽셀 설계임에도 불구하고 80% 수준의 높은 fill-factor 를 보여주고 있다.<sup>2</sup> 다만, CMOS 기술은 single crystal silicon 을 기반으로 하기 때문에 대면적으로의 제작이 어렵다는 단점이 있다.

### 4.3 픽셀의 동작범위와 전자회로의 잡음

전형적인  $a\text{-Si:H}$  photodiode/TFT 어레이가 수용할 수 있는 최대신호크기를 현재의 픽셀 제작기술 및 크기에 따라 예측한 결과를 Fig. 11 에 나타내었다.<sup>15</sup> 이때 섬광체로는 500  $\mu\text{m}$  두께의 CsI (cesium iodide)로 가정하였으며,  $a\text{-Si:H}$  포토다이오드의 두께는 1  $\mu\text{m}$  그리고, 5 V 의 reverse bias 로 동작된다고 가정하였다. 그리고 대표적인 세가지 의료영상의 운전조건(general chest radiography, mammography, fluoroscopy)에 대한 평균 신호의 크기도 계산하였다. 현재의 리드아웃 전자회로(readout electronics)의 잡음이  $10^3$  electrons 정도임을 감안할 때 100  $\mu\text{m}$  의 픽셀 설계에 대해 약  $10^4$  즉 80 dB 정도의 동작범위(dynamic range)를 가지고 있으며, 픽셀의 크기가 증가할 수록 동작범위가 증가함을 알 수 있다. 결국 영상센서의 동작범위는 픽셀 어레이 자체보다는 리드아웃 전자회로의 잡음이 결정한다고 할 수 있다. 따라서, 고해상도이면서 높은 동작범위의 픽셀 설계를 위해서는 전자회로의 잡음을 줄이는 것이 중요하다. 더불어 fluoroscopy 와 같이 동영상 획득을 위해서는 더욱 더 전자회로의 잡음 감소에 대한 노력이 필요하다.

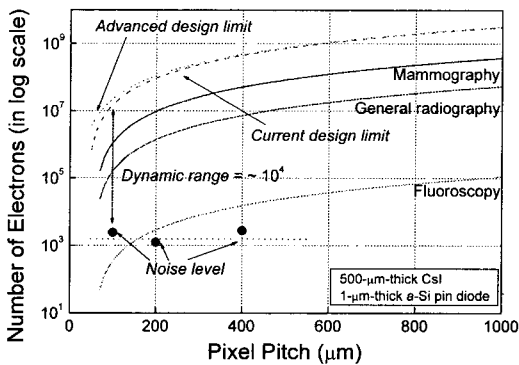


Fig. 11 Estimation of dynamic range of the pixel detector as a function of the pixel size

### 5. 최신 연구 동향

직접변환방식의 엑스선 변환막으로 상용화되어 현재 가장 널리 활용되고 있는 광도전체로는  $a\text{-Se}$  을 들 수 있다. 하지만,  $a\text{-Se}$  은 상대적으로 낮은 밀도 및 원자번호를 가진 물질이기 때문에 엑스선 에너지 흡수효율이 나쁘다. 이를 극복하기 위해서는 엑스선과의 반응확률을 높일 수 있도록 두께를 증가시키면 되나, 일반적으로  $a\text{-Se}$  내에서 효과적 인 전하수집을 위해서는 두께 1  $\mu\text{m}$  당 10 V 이상을 인가해야 하기 때문에 픽셀 및 주변 신호처리회로에 전기적인 충격 등 수반되는 다른 문제점들이 있다. 최근에는 이의 극복을 위해  $a\text{-Se}$  을 대신하여 높은 밀도 및 원자번호를 보유하고 흡수된 방사선 에너지에 대해 높은 전하변환효율을 지닌 신물질의 개발에 많은 노력을 기울이고 있다. 대표적인 예로는  $\text{HgI}_2$ ,  $\text{PbI}_2$ ,  $\text{CdTe}$ ,  $\text{CdZnTe}$  등을 들 수 있다.

일반적으로 간접변환방식에 사용되는 섬광체는 엑스선과의 반응확률이 매우 높기 때문에 고효율로 동작되는 반면, 발생된 빛의 퍼짐으로 인한 공간분해능의 저하가 가장 큰 문제점으로 지적되고 있다. 원주형 칼럼구조의 섬광체 제작 기술[Fig. 13(a) 참조]로 공간분해능의 향상이 다소 이루어진 하였으나, 여전히 빛의 산란이 존재한다. 3 절에서 언급한 noise aliasing 효과까지 고려하였을 때 최적의 섬광체 설계는 Fig. 12(a)에 나타난 바와 같이 빛의 산란을 픽셀 크기로 한정하는 것이다. 이와 같은 설계를 구현하기 위해 두 가지의 아이디어를 제안할 수 있다. 첫째는 섬광체를 픽셀의 크기로 직접 성장시키는 방법이다. 이를 위해서는 일단 섬광체가 픽셀의 크기로 성장할 수 있도록 seed 가 필요한데, 실리콘 lithography 공정에서 널리 사용되는 photoresist, 보호막으로 활용되는 polyimide, 혹은 최근의 3 차원 micro-machining 공정으로 널리 각광받고 있는 MEMS 또는 LIGA 에서 사용되는 SU-8 등을 이용하여 픽셀 크기로 bump 를 만들어 그 위에 thermal evaporation 을 이용하여 직접 섬광체(예, CsI)를 성장시키는 것이다.<sup>16</sup> Fig. 12(b)는 150  $\mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$  의 bump 패턴 위에 200  $\mu\text{m}$  두께의 CsI 를 증착시킨 결과를 SEM (scanning electron microscope) 촬영한 사진이다. 이 방법은 아직 재현성 문제가 남아 있지만, 좋은 결과를 줄 것으로 기대하고 있다. 또 다른 방법으로

는 픽셀 크기에 맞춰 3 차원 구조의 mold 를 제작 하고, 그 안에 섬광체를 채워 넣는 것이다. Fig. 12(c)는 RIE (reactive ion etching) 방법을 이용하여  $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$  의 픽셀 구조에  $200\ \mu\text{m}$  깊이로 식각한 mold 를 SEM 촬영한 사진이다. 아직 높은 밀도로 섬광체를 채워 넣는 것이 남아있는 과제이며, 이 방법에 대해 본 저자는 계속 연구 중에 있다.

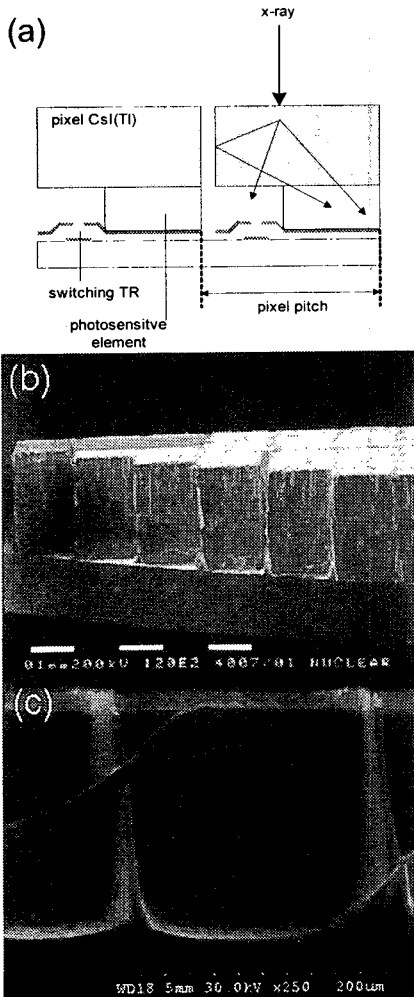


Fig. 12 Design of pixel-structured scintillators. (a) A sketch of conceptual design. (b) Realization by thermal evaporation. (c) Pixel-structured mold made by MEMS techniques in which scintillation material would be filled

a-Si:H 공정으로 픽셀 디텍터를 제작할 경우 공정 자체의 한계에 의해 높은 fill-factor 의 픽셀 제작에 한계가 있기 때문에 고효율, 고분해능의 픽셀 디텍터 제작에 어려움이 있으며, 반면 CMOS 공정을 이용할 경우에는 높은 fill-factor 를 확보할 수 있다고 전술한 바 있다. 최근의 CMOS 공정 기술의 급진적인 발전에 힘입어  $20\ \text{cm} \times 20\ \text{cm}$  이상의 대면적 CMOS 기반 픽셀 디텍터가 개발되었다.<sup>17</sup> Fig. 13(b)는 12 inch 크기의 silicon wafer 에 대해  $0.15\ \mu\text{m}$  CMOS 공정으로 제작한 픽셀 디텍터를 보여준다. 픽셀의 크기는  $50\ \mu\text{m}$  이며, fill-factor 는 76%이다. 또한 광결합효율을 높이기 위해 픽셀 어레이 위에 직접적으로 CsI 를 증착하여 픽셀 디텍터를 구성하며, Fig. 13(a)는 두께  $165\ \mu\text{m}$  의 원주형 칼럼구조의 CsI 의 SEM 사진이다. 이와 같은 CMOS 공정 기술은 최근에는 픽셀 내부에 증폭기를 설치할 수 있을 만큼 발전하였으며, 따라서, 진정한 고효율의 픽셀 디텍터의 상용화가 가능하게 되었다.

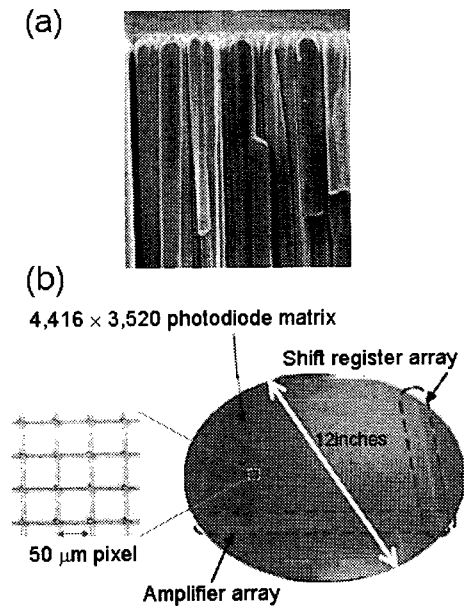


Fig. 13 CMOS pixel detector.<sup>17</sup> (a) Columnar structure CsI scintillator. (b) Realization onto a 12 inch silicon wafer



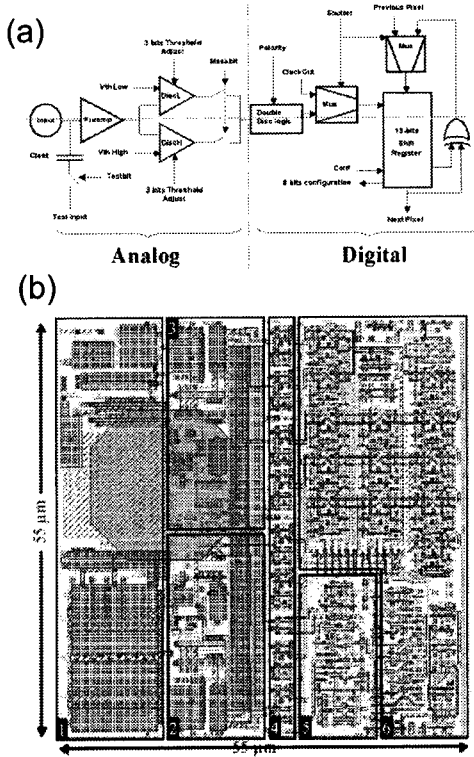


Fig. 14 Hybrid pixel detector.<sup>18</sup> (a) A schematic block diagram of readout pixel design. (b) Single pixel layout

한층 진일보된 센서 기술로는 hybrid 타입의 3 차원 구조의 픽셀 디텍터를 들 수 있다[Fig. 14 참조].<sup>18</sup> 엑스선의 에너지를 흡수하는 방사선 검출 물질과 이로부터 발생된 엑스선 신호를 전기적인 신호로의 변환을 위한 리드아웃 회로가 개개의 픽셀 레벨에서 독립적으로 구성되며, 에너지 window 레벨 조절을 이용하여 특정 에너지에 대한 계수가 가능하다는 것이다. 검출 물질과 리드아웃 픽셀 어레이의 결합은 아래위 각 픽셀간의 bump bonding 을 통해 이루어진다. 리드아웃 픽셀 어레이는 0.25 μm CMOS 기술을 이용하여 제작되어지며, 미세한 선폭에 의해 하나의 픽셀에 무려 500 개 이상의 트랜지스터가 구성되어진다. Fig. 14(a)는 hybrid 픽셀 디텍터의 하나의 픽셀에서 발생된 엑스선 신호를 역시 하나의 픽셀 내부에서 처리하는 아날로그 및 디지털 회로로 구성된 픽셀 리드아웃

회로의 기능을 나타내는 블록 다이어그램이며, Fig. 14(b)는 하나의 픽셀을 보여주는 설계 레이아웃이다. Fig.에서 박스로 표시된 각 영역은 ① preamplifier, ② high threshold discriminator, ③ low level discriminator, ④ 8-bit configuration register, ⑤ double discriminator logic, ⑥ shift register and control logic 의 기능을 나타낸다. 참고로 8 각형 패드는 방사선 검출 물질과의 3 차원적 결합을 위한 bump bonding 자리를 나타낸다.

## 6. 결론

최근 상용화에 성공하여 의료 및 산업분야에 방사선 영상 획득 장치로 널리 확대되고 있는 "평판형 영상센서의 경우 액정 디스플레이 기술을 근간으로 20 여년 간의 시간이 투자되었다. 이 기술을 바탕으로 보다 진일보한 성능을 기대하기 위해서는 반도체 제작공정기술의 향상이 필수적이다. 하지만 전술한 바와 같이 박막트랜지스터 제작 기술이 향상되더라도 고분해능으로는 한계가 엿보인다. 대신 sub-micrometer 공정이 가능한 CMOS 공정이 주목받고 있다. 또한 기존 섬광체의 경우 빛의 퍼짐 현상으로 인하여 고분해능 응용에 문제가 지적되었으며, 이의 극복을 위해 많은 연구가 현재 수행 중에 있으며, 이때 3 차원 미세 구조물 제작 기술인 MEMS 기술의 필요가 절대적이다.

고민감도의 영상센서의 제작을 위해서는 앞서 설명한 바와 같이 기존의 광도전체와 섬광체를 대신할 수 있는 신재료의 개발이 절실하다. 신재료에 있어서 고려되어야 할 사항으로는 밀도, 원자번호, 변환효율(즉, 흡수한 에너지를 전하 혹은 빛으로 변환), 생성된 전하의 이동성(mobility) 등이 있다.

이외에도 신호의 증폭을 픽셀 내에서 이룰 수 있는 픽셀 내 신호증폭장치의 내장 등 영상센서의 성능향상과 관련하여 많은 노력이 현재 기울여지고 있으며, 좋은 결과가 기대되는 바이다.

## 후 기

본 특집논문에 도움을 주신 분들께 감사의 뜻을 전하고자 한다. 카이스트 원자력 및 양자공학과 조규성 교수, 삼성전자 김희준 박사, 부산대학교 기계공학부 고중수 교수께 감사를 드린다. 그

리고, 스타 브이-레이 주식회사 및 주식회사 바텍 시스템의 R&D 팀 구성원 모두에게 감사를 드리는 바이다. 이 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었다.

### 참고문헌

1. Kim, H.K., "Cone Beam Microtomography and Its Application," J. of Kor. Soc. of Prec. Eng., Vol. 22, pp. 7-14, 2005.
2. 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, pp. 193-198, 2005.
3. Chotas, H.G., Dobbins III, J.T. and Ravin, C.E., "Principles of Digital Radiography with Large-Area, Electronically Readable Detectors: A Review of the Basics," Radiology, Vol. 210, pp. 595-599, 1999.
4. Kim, H.K. and Cho, G., "Status and Prospect of Pixel Detectors for Radiation Imaging," Paper Collection of Electrical and Electronic Material Vol. 16, pp. 33-37, 2003.
5. Yaffe, M.J. and Rowlands, J.A., "X-ray Detectors for Digital Radiology," Phys. Med. Biol., Vol. 42, pp. 1-39, 1997.
6. Street, R.A., Nelson, S., Antonuk, L. and Perez-Mendez, V., "Amorphous Silicon Sensor Arrays for Radiation Imaging," Proc. Mat. Res., Vol. 192, pp. 441-452, 1990.
7. Rowlands, J.A. and Kasap, S., "Amorphous Semiconductors Usher in Digital X-ray Imaging," Physics Today, Vol. 50, pp. 24-30, 1997.
8. Kim, H.J., Kim, H.K., Cho, G. and Choi, J., "Construction and Characterization of An Amorphous Silicon Flat-Panel Detector Based on Ion-Shower Doping Process," Nucl. Instr. Meth. A, Vol. 505, pp. 155-158, 2003.
9. Magnan, P., "Detection of Visible Photons in CCD and CMOS: A Comprehensive View," Nucl. Instr. Meth. A, Vol. 504, pp. 199-212, 2003.
10. Kim, H.K., Lee, S.W., Cho, G., Shin, Y.H. and Cho, H., "Development and Evaluation of A Digital Radiographic System Based on CMOS Image Sensor," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 48, pp. 662-666, 2001.
11. Value Added Technologies Co., Ltd., Hwaseong, (private communication).
12. 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, pp. 86-93, 2000.
13. Kim, H.K., Ahn, J.K. and Cho, G., "Development of A Lens-Coupled CMOS Detector for an X-ray Inspection System," Nucl. Instr. Meth. A, Vol. 545, pp. 210-216, 2005.
14. Antonuk, L.E., El-Mohri, Y., Hall, A., Jee, K.W., Maolinbay, M., Nassif, S.C., Rong, X., Siewerdsen, J.H., Zhao, Q. and Weisfield, R.L., "A large-area, 97  $\mu\text{m}$  pitch, indirect-detection, active matrix flat-panel imager," Proc. SPIE, Vol. 3336, pp. 2-13, 1998.
15. Street, R.A. (editor), Technology and Applications of Amorphous Silicon (Springer, p. 165, 1999).
16. Jing, T., Cho, G., Drewery, J., Fujieda, I., Kaplan, S.N., Miresghhi, A., Perez-Mendez, V. and Wildermuth, D., "Enhanced Columnar Structure in CsI Layer by Substrate Patterning," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 39, pp. 1195-1198, 1992.
17. 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. Sym. and Med. Imag. Conf., 2003.
18. Llopart, X., Campbell, M., Dinapoli, R. San Segundo, D. and Pernigotti, E., "Medipix2: a 64-k Pixel Readout Chip with 55- $\mu\text{m}$  Square Elements Working in Single Photon Counting Mode," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 49, pp. 2279-2283, 2002.