

Digital Radiography의 연구개발 동향

남 상 회*

1. 서 론

최근 100년간의 과학기술은 눈부시게 발전하였다. 인간의 상상력은 무궁무진하며 그 한계가 어느 정도인지를 가늠할 수가 없었으나 과학기술의 발전은 인간의 무한 가능성을 실현할 수 있게 할뿐만 아니라 끝없는 도전의 가능성을 열게 되었다. 많은 부분에서 과학기술 발전이 있었지만 그 중에서도 의학에서의 발전은 눈부시도록 대단하였다. 의학의 의료영상분야는 사람의 눈으로 직접 볼 수 없는 과학의 힘으로만 가능한 분야이다. 1895년, 뢰트겐에 의해 알려진 X-ray는 비침습적인 방법으로 인체의 내부를 들여다 볼 수 있는 방법을 제시하였다. 우리가 눈으로 볼 수 있는 가시광선은 그 파장의 영역이 4000~7000Å을 가지나 X-ray의 파장역역은 이보다 짧은 가시광선의 1/10000 정도의 파장영역을 가진다. 이러한 파장영역을 가지는 X-ray를 응용한 의료영상기술은 많은 의료계측기기를 제작하게 되었다.

하지만 X-ray의 투과하는 성질 때문에 X-ray를 응용한 영상제작기술은 X-ray를 얼마나 효율적으로 검출하는 여부에 따라 고해상도의 영상이

획득되거나 영상의 quality 저하되는지를 판단할 수가 있다.

본 연구에서는 현재 Digital Radiography에서 X-ray를 검출하기위한 방안으로 최근 기술의 동향을 알아보고 일반적인 Digital Radiography의 기술 분석에 대해 설명한다.

2. 반도체 물질

2.1 검출기 구조

아래의 그림은 일반적인 X-ray를 검출하기위한 검출기 구조이다. 검출기 구조에서는 크게 두 가지로 나누어 볼 수 있다. 첫 번째는 아래의 그림처럼 직접적으로 X-ray를 수용하여 EHP(Electric Hole Pair)를 생성하는 직접방식의 X-ray 구조이고 다른 하나는 형광체(Scintillator)와 X-ray의 상호작용으로 빛이 생성되고 photo diode라는 빛을 전기적인 상태로 변화시켜주는 디바이스에 접합하여 발생한 빛을 포토 다이오드에서 전기적으로 변환하여 리드아웃하는 방식을 간접방식 X-ray 검출기라고 한다. 과거 간접방식의 X-ray 검출기 연구가 많이 되었었다. 하지만 오늘날 간접방식의 검출기 경우 많은 문제점이 제기되었다.

- ▶ CCD, CMOS 와 같은 전기적 디바이스 요구
- ▶ 대면적 가능성의 어려움

* 교신저자(Corresponding Author): 남상회, 주소: 경상남도 김해시 어방동(621-749), 전화: 055)320-3296, FAX: 055)325-7931, E-mail: nsh@bme.inje.ac.kr

* 인제대학교 의용공학과 교수

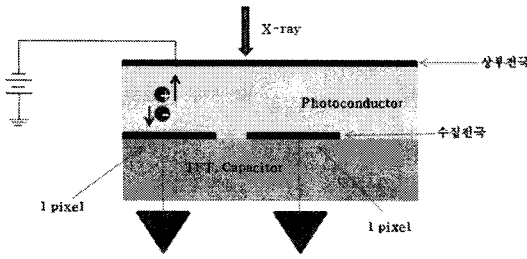


그림1. X-ray 직접방식 검출기 구조

- ▶ 제조 및 생산기술의 어려움
- ▶ 높은 생산비용

위와 같은 많은 문제점이 제시되면서 현재 직접방식의 X-ray 검출기의 연구가 활발하며 그 중에서도 Photoconductor에 관련된 연구가 국내외적으로 활발하게 진행 중이다.

2.2 물질의 종류

Digital Radiography는 과거 옛날의 필름을 사용하여 진단을 하는데 많은 시간이 소요된 방법을 변화시켜 필름대신에 전자적 디바이스로 X-ray

를 검출하는 방법이다. X-ray를 검출하기 위한 것으로 가장 중요한 디바이스는 X-ray 검출기이다. X-ray 검출기는 의료영상기기의 핵심적인 요소이며 많은 전자기술이 접목된 디바이스이다. X-ray 검출기를 크게 나누어보면 X-ray와 직접적으로 접촉하여 EHP를 만드는 물질부분, 영상의 해상도를 나타내기 위한 TFT array, 발생되어진 전하를 일시적으로 저장시켜주는 Capacitor, 전하들을 읽기위한 ROIC로 구성이 된다.

현재 Digital Radiography에서 활발하게 연구되고 있는 요소는 물질부분이다. 국제적으로 X-ray와 상호작용하여 전하를 발생, 검출하기 위한 물질들의 연구내용이 많이 발표되고 있으며 대표적으로 물질의 기본적인 물질의 특성을 알아보면 아래의 표와 같다. 아래의 테이블에 나와 있는 것처럼 X-ray와 직접 상호작용하여 전자정공쌍(EHP)을 만드는 물질을 Photoconductor라고 정의한다.

X-ray 검출기에서 다른 검출기와 달리 반도체

표 1. X-ray와 직접 상호작용하는 photoconductor

photoconductor state	d (g/cm ³)	E _g (eV)	W _± (eV)	ρ (Ωcm)	electron, μ _e (cm ² /Vs) μ _e τ _e (cm ² /V)	hole, μ _h (cm ² /Vs) μ _h τ _h (cm ² /V)
a-Se VD	4.3	2.22	45	10 ¹⁴ ~10 ¹⁵	μ _e =0.003-0.006 μ _e τ _e =0.3×10 ⁻⁶	μ _h =0.12 μ _h τ _h =10 ⁻⁶
HgI ₂ PVD	6.3	2.1	5	~4×10 ¹³	μ _e =88 μ _e τ _e =10 ⁻⁵	μ _h τ _h =10 ⁻⁷
HgI ₂ VD	6.3	2.1	5	~4×10 ¹³	μ _e τ _e =10 ⁻⁶	μ _h τ _h =10 ⁻⁷
CdZnTe VD	5.8	1.7	5	10 ¹¹	μ _e τ _e =2×10 ⁻⁴	μ _h τ _h =3×10 ⁻⁶
PbI ₂ PVD	6	2.3	5	10 ¹¹	μ _e τ _e =7×10 ⁻⁸	μ _h =0.02 μ _h τ _h =2×10 ⁻⁶
PbO VD	9.6	1.9	8-20	7~10×10 ¹²	μ _e τ _e =5.3×10 ⁻⁷	-
TlBr	7.5	2.7	6.5	~5×10 ⁹	-	μ _h τ _h =1.5×10 ⁶

를 사용하는 목적은 아래의 서술내용과 같다.

- ▶ 전기적 신호의 증폭 및 디지털화가 용이하다.
- ▶ 공간분해능은 크기가 작을수록 뛰어난 사물의 구분능력이 우수하므로 Photo-conductor 자체의 입자사이즈를 수십 μm ~ 수 nm 로 변환할 수 있다.
- ▶ 입사되는 X-ray의 에너지량만큼 선형성이 뛰어나다.
- ▶ 전하의 이동이 빨라지므로 반응속도가 매우 빠르다.
- ▶ 기체검출기나 형광체를 이용한 검출기에 비하여 EHP의 생성 에너지가 낮은 경향이 있다.
- ▶ 구성물질의 원자번호가 크기 때문에 높은 방사선 흡수계수를 가지고 있으며 박막의 형태로도 X-ray 검출이 용이하다.

반도체를 사용하는 목적이 여러 가지 좋은 점이 있으나 반도체 검출기를 제작함에 있어 몇 가지 장애도 발생한다. 첫 번째로 물질의 단결정을 요구한다. 이는 검출기의 크기를 제한하는 요인이 되어진다. 크기를 제한함에 따라 부가적으로 많은

전자적 장비를 추가해야 하는 단점의 특성을 보인다. 두 번째로 물질의 재현성에 어려운 경향이 있다. 순수한 물질을 제외하고는 아래의 광전도물질은 두 가지 이상의 물질이 혼합되어진 상태이다. 반도체 검출기인 경우 제조 공정복잡성과 높은 생산단가라는 단점의 특징을 나타낸다.

2.3 측정방법

Digital Radiography의 X-ray 검출하는 방법은 크게 간접적인 방법과 직접적으로 검출하는 방법으로 나눌 수 있다. 간접적으로 측정하는 방법은 X-ray가 섬광체와 반응하여 광자를 방출하고, 광소자가 빛을 전기적인 신호로 변환하여 검출하는 방법을 나타낸다. 간접적인 측정방법은 직접적인 검출방법의 단점인 X-ray의 투과부분을 최대한으로 줄여 섬광체에서 충분히 흡수한 X-ray를 빛으로 변화하는 것이다. 간접적인 측정방법의 검출기 구조로서는 CCD 또는 CMOS를 이용하여 X-ray를 검출하며 섬광체로 얇은 막 형태의 GADOX 섬광체와 바늘형 구조인 CsI가 현

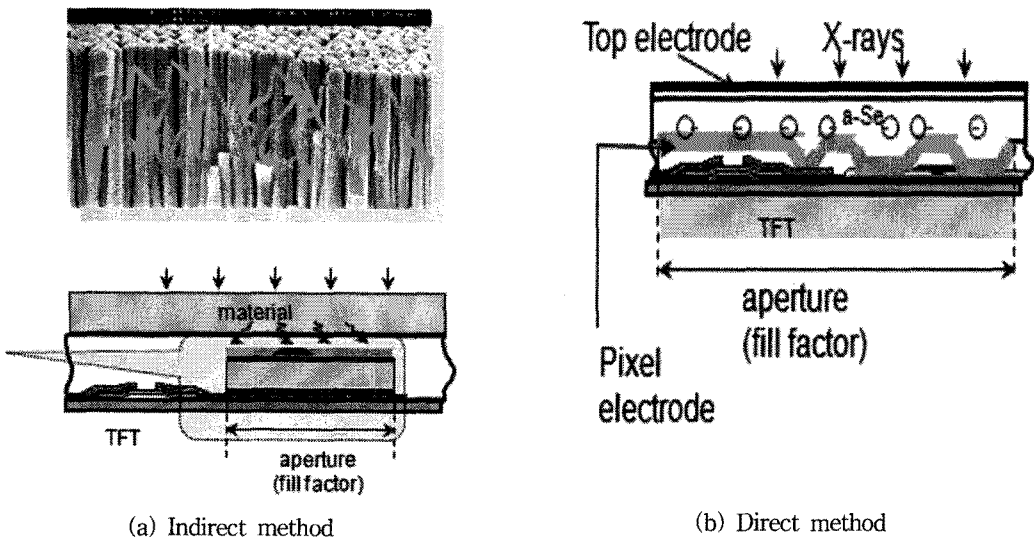


그림 2. X-ray 검출방법

표 2. 시스템 요구 사양

	의료	물질	검사
Size(cm ²)	40 × 40	40 × 40	40 × 40
Pixel pitch	50~500μm	25μm~mm	100μm
Energy	20~120	5~30	20~120
Num of pixel	10 ⁶	10 ⁶	10 ⁶
Dynamic Range	12	16	12

재 많이 연구되어 사용되어지고 있다. 직접적으로 검출하는 방법은 빛을 변화하는 단계를 거치지 않고 Photoconductor에서 바로 EHP를 만들어 양단에 일정한 인가전압을 제공하여 검출하는 방법으로 간접측정방법보다 제작하는 공정이 쉬우며 빛의 간섭으로 인한 영상의 손실이 없기 때문에 고해상도의 영상을 얻을 수 있다. 직접적인 측정에 이용되어 지는 물질은 위의 테이블에 자세한 내용이 서술되어 있다. 직접적으로나 간접적으로 발생된 전기적 신호를 획득하는 방식은 전하를 일정시간동안 저장 한 후 읽어들이는 전하누적방법과 연속적으로 발생된 전기적 신호를 읽는 방법인 펄스계수방법으로 읽을 수 있다. 펄스계수방법인 경우 해상도는 뛰어나지만 단위픽셀당 많은 수의 트랜지스터가 필요함에 따라 회로상의 설계에 어려움이 내재되어 있다. 반대로 전하누적방법인 경우 펄스계수방법보다 제작 공정 및 간편한 방법으로 발생된 전하를 읽기 때문에 현재 전하누적방법이 많이 이용되고 있다.

3. 시스템 요구사항

Digital Radiography는 많은 분야에서 사용이 된다.

- ▶ 재료과학 : 결정학
- ▶ 영상장치 : 방사선, 유방, 치과

▶ 검사 및 관리 : 보안, 비파괴등

각 분야의 시스템마다 파라미터에 대한 값들이 모두 다르다.

4. 결 론

현 Digital Radiography 경우 국내보다는 국외 기술이 더 뛰어나다. 특히나 연구 내용 발표수준을 비교하더라도 국외에서 자료가 더 많은 실정이다. 국외의 Digital Radiography의 기술력을 극복하기 위해서 국내 X-ray detector 기술의 발전 및 지속적 연구개발이 필요하다. 물질 측면에서 보면 방사선 흡수율이 높으면서 원자번호가 큰 물질의 연구개발이 필요하나 아직 문제가 많은 실정이다. 또한 대면적 가능성을 위한 표면 균일화 제조 기술도 필요로 한다. 표면이 일정해야 방사선 흡수율이 일정하며 영상 왜곡의 가능성도 작아진다. 국내에서의 Digital Radiography의 개발은 이제 시작되었다. 삼성에서도 개발한 FPXD는 국내의 개발을 알리는 계기일 것이다. 국외의 기술력과는 아직 많은 차이점이 있지만 지속적인 기술개발 있다면 앞으로 커다란 성장이 될 것이라 예측되어진다.

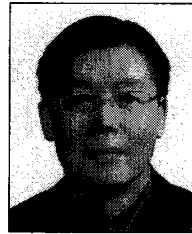
참 고 문 헌

[1] J.P. Moy, "Large Area X-ray Detectors bas ed on Amorphous Silicon Technology," Thin Solid Films, Vol.337, 1999, p. 213.

[2] S.O. Kasap and J.A. Rowlands, "Direct-Conve rsion Flat-Panel X-ray Image Sensors for Digital Radiography," Proc. IEEE, Vol.90, 2002, p. 591.

[3] Krohmer JS. Radiography and fluoroscopy, 1920 to the present. RadioGraphics 1989 ;9:1129e53.

- [4] S.O. Kasap, J.A. Rowlands, Proc. IEEE 90 (2002) 591.
- [5] S.O. Kasap, J.A. Rowlands, IEE Proc. CDS 149 (2002) 85.
- [6] M.Z. Kabir, S.O. Kasap, Appl. Phys. Lett. 80 (2002) 1664, references therein.
- [7] A. Zuck, M. Schieber, O. Khakhan, Z. Burshstein, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-50 (2003) 991.
- [8] R.C. Whited, L. Van den Berg, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-24 (1977)165.
- [9] S.O. Kasap, K.V. Koughia, B. Fogal, G. Belev, R.E. Johanson, Semiconductors 37 (2003) 816.
- [10] S.O. Kasap, C. Haugen, M. Nesdaoly, J.A. Rowlands, J. Non-Cryst.Solids 266 (2000) 1163.
- [11] G. Belev, S.O. Kasap, J. Non-Cryst. Solids 345 (2004) 484.
- [12] M.H. Izadi et al., "Low-noise Pixel Architecture for Advanced Diagnostic Medical X-ray Imaging Applications," in Proc. of SPIE, Vol.6142, San Diego, California, Mar. 2006, p.61420T.
- [13] M. Locker et al., "Single Photon Counting X-ray Imaging with Si and CdTe Chip Pixel Detectors and Multichip Pixel Modules," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol.51, 2004, p.1717.
- [14] X. Llopart and M. Campbell, "First Test Measurement of a 64K Pixel Readout Chip Working in Single Photon Counting Mode," Nucl. Instrum. Meth., Vol.A509, 2003, p.157.
- [15] A. Bergamaschi et al., "Edge on Silicon Microstrip Detectors for Medical Imaging," Nucl. Instrum. Meth., Vol.A549, 2005, p.199.
- [16] J. Kalliopuska, S. Eranen, and R. Orava, "3D Simulation of 3D Silicon Radiation Detector Structures," Nucl. Instrum. Meth., Vol.A568, 2006, p.27.
- [17] A.N. Otte et al., "New Results from a Test of Silicon Photomultiplier as Readout for PET," in Proc. IEEE Nuclear Science Sym p., Rome, Italy, Oct. 2004, p.3738.
- [18] M. Schieber, A. Zuck, M. Braiman, J. Nissenbaum, R. Turchetta, W. Dulinski, D. Husson, J.L. Riestler, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS -44 (1997) 2571.
- [19] A. Zuck, M. Schieber, O. Khakhan, Z. Burshstein, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-50 (2003) 991.
- [20] R.C. Whited, L. Van den Berg, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-24 (1977)165.



남 상 회

- 1988년~1991년 Associate Professor, Daegu health college
- 1989년~1989년 Exchange Professor, National Institute of Radiological Sciences in Japan
- 1991년~현재 Professor, Bio Medical Engineering, Inje Univ.
- 1994년~1998년 Advisory commissioner, National Health Insurance Corporation in Korea
- 1996년~현재 Time Professor, Depart of medicine, Inje Univ.
- 2001년~2006년 President, Biomedical Science and Engineering
- 2005년~현재 Professor, Radiation Applied Engineering, Inje Univ.
- 2005년~현재 Dean of Bio Medical Engineering, Inje Univ.
- 2007년~현재 The President of Gimhae Biomedical Center,
- 관심분야 : Radiation detector, radiation material, radiation physics. signal measurement, Flat Panel Display, Active matrix flat panel image, CMOS. CCD, TFT