

대면적 X-ray 검출기를 위한 분할 구동 시스템

이동길*, 박지균*, 김대환*, 남상희**, 안상호**, 박효덕***

*인제대학교, **전자부품연구원

Seperate Driving System For Large Area X-ray Detector In Radiology

D. G. Lee, J. K. Park, D. H. Kim, S. H. Nam, S. H. Ahn, H. D. Park

Abstract

The properties of these detectors can be controlled by electronics and exposure conditions. Flat-panel detectors for digital diagnostic imaging convert incident x-ray images to charge images. Flat panel detectors gain more interest real time medical x-ray imaging. Active area of flat panel detector is 14×17 inch.

Detector is based on a 2560×3072 array of photoconductor and TFT pixels. X-ray conversion layer is deposited upper TFT array flat panel with a 500m by thermal deposition technology. Thickness uniformity of this layer is made of thickness control technology(5%) of thermal deposition system. Each 139m×139m pixel is made of thin film transistor technology, a storage capacitor and charge collection electrode having geometrical fill factor of 86%. Using the seperate driving system of two dimensional mosaic modules for large area, that is able to 4.2 second per frame. Imaging performance is suited for digital radiography imaging substitute by conventional radiography film system..

Key Words : Digital, Imaging, Detector, TFT, Radiography, Seperate Driving

1. 서 론

Medical imaging 분야, 특히 환자에 대한 촬영 빈도가 가장 높은 일반촬영(radiography)의 경우 conventional screen/film system으로 영상을 획득하고 있다. 이러한 screen/film system을 이용한 영상획득 기술은 성공적이었으나, 최근 현재까지 제작된 진단용 영상기기들의 저조한 기술적 발전과 영상획득을 위한 물리적인 한계가 지적되어 왔다.

Digital x-ray detector는 이러한 screen/film system과 비교할 때 image quality, 환자에 대한 조사량, image 당 가격 경쟁력, 현존하는 x-ray 발생장치와의 호환성 등 많은 요구 조건에서 screen/film system을 능가하고 있으며, image를 획득하고, display하고, 저장하고, 전송하는데 각각의 단계가 개별적으로 성능의 발전을 가져올 수 있어서 관련된 많은 부분에서 주된 연구 주제가 되고 있다.

대면적 영상 획득을 위한 detector 제작 기술은 flat panel display 산업의 발달에 힘입어 실현되었으며, 차세대 의료영상기기의 대안으로 자리잡고 있다. 이러한 기술은 tiling 하지 않고 대면적 sensor를 제작할 수 있다는 장점과 함께 고해상도를 함께 실현할 수 있다는 장점을 동시에 만족시

* : 인제대학교 의생명공학대학 의용공학과
(경남 김해시 어방동 621-749,
Fax: 055-325-7931
E-mail : gil@drworks1.inje.ac.kr
** : 인제대학교 의료영상연구소
*** : 전자부품연구원

킬 수 있다. Flat panel은 switching 역할을 하는 TFT(thin film transistor)와 영상 정보를 저장하는 storage capacitor로 구성된 pixel의 2-D array로 제작된다. 현재 flat panel을 이용한 기술은 입사되는 방사선을 phosphor screen을 통해 가시광선으로 변환시킨 후 photodiode에 의해 검출하는 간접 변환 방식과 입사되는 방사선을 photoconducting material을 통해 전기적 신호로 바로 변환시키는 직접 변환 방식이 주류를 이루고 있다. Flat panel을 이용한 detector는 active-matrix liquid crystal display(AMLCD) 기술의 발달에 힘입어 검출 면적이 커지고 있고 pixel size 또한 수십 마이크로미터로 줄어들고 있는 추세이며, CCD나 CMOS detector가 독점해왔던 mammography 분야로 적용 분야를 넓혀가고 있는 추세여서 차세대 방사선 검출기로써의 확고한 위치를 차지하고 있다.

본 연구에서 제작된 x-ray 검출 시스템은 flat panel을 이용한 것으로써 a-Se를 이용하여 앞서 언급한 직접 변환 방식으로 제작된 것이다. 각 pixel은 TFT와 storage capacitor로 구성되고 pixel의 크기는 $139\mu\text{m} \times 139\mu\text{m}$ 이며, 1536×1280 의 2-D array로 제작되었다. 입사되는 x-ray를 전기적 신호로 변환시키는 photoconducting material은 진공 열 증착 기술을 이용하여 $400\mu\text{m}$ 의 두께로 제작하였으며, thickness uniformity는 5% 이내로 제어하였다. 전기적 신호로 변환된 영상정보는 electric readout circuits에 의해 디지털 비디오 신호로 변환하여 display 된다. 여기에 대면적에 의한 신호의 처리시간향상을 위해 4개의 분할구동을 위한 시스템을 적용하였다.

본 논문은 제작한 flat panel digital x-ray detector system의 구성과 동작원리에 관한 것이다.

2. 실험

2.1 실험장치

a-Se 광도전체층은 14×17 TFT array위에 열 증착에 의하여 형성시켰으며, 증착 시 진공상태의 조건은 2×10^{-5} torr로 설정하였다. 증착된 a-Se film의 두께는 $500\mu\text{m}$ 이다. Parylene은 dielectric layer로써 코팅되며 마지막으로 Au(99.99%)가 열증착에 의해 형성하여 charge carrier 수집을 위한 전극으로 이용하였다.

a-Se 물질은 99.999%의 고순도 물질을 사용하였고, 열증착시에 10^{-5} torr에서 TFT 기판에 코팅되고, TFT 기판에서 polycrystalline 형태로 성장이

된다. 고전압에서의 protection 층으로 사용되는 Polymer thin film은 $500\mu\text{m}$ 의 a-Se층 위에 증착된다. Parylene의 두께는 약 $10\mu\text{m}$ 로 형성하였다.

그림 1에서 보여주듯이 2차원 switching array는 TFT에 의해 구성된다. Liquid crystal displays(LCD)와 비교하여 볼 때 비슷한 구조를 가지며, 제어 또한 display를 위한 방식과 유사하다. 각 픽셀은 storage capacitor(C_p)를 가지고 있으며 TFT switch의 drain에 연결이 되어 있다. TFT switch의 gate는 gate line에 연결되어 있다. Pixel 내부의 charge carrier는 x-ray에 의해서 광도전체 내부에서 생성되며 이는 다시 storage capacitor에 저장된다.

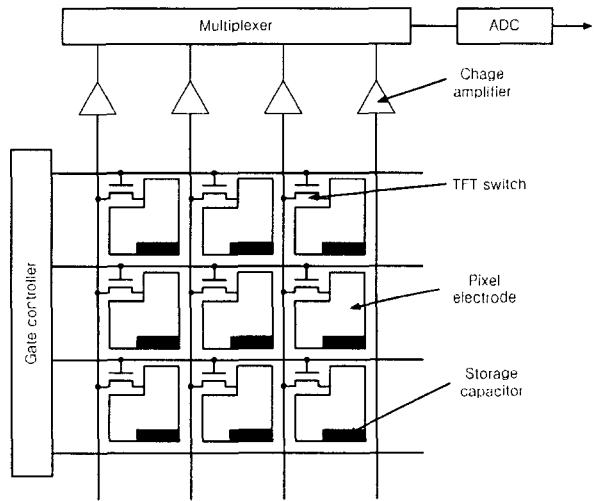


그림 1. Two dementional switching array

일반적으로 이용되고 있는 검출기는 a-Se층과 a-Si 두 가지 방식이 이용되고 있으며, 이러한 flat panel 기판은 LCD 제조 기술을 이용하여 active-matrix에 기반한 대면적 제조 기술에 의해 얇고 평탄한 glass substrate 위에 제조되었다. Pixel size는 $139 \times 139\mu\text{m}$ 이며 픽셀 matrix array는 2560×3072 이다. 각 픽셀의 C_p 는 2.1pF 이며 fill factor는 86%이다. 그림 2에서 단위 픽셀의 구조를 나타내었다.

TFT array는 두개의 pad로 구성된다. 첫 번째 pad는 gate scanning line으로 TFT의 각 gate에 "on" 신호를 전달하기 위해 제작하였다. 또 다른 pad는 x-ray에 의해 형성된 charge carrier를 readout하기 위해 형성되며 charge amplifier의 입

력으로 연결된다.

그림 3은 그라운드 라인에서 gate, readout pad 사이에서 TFT 어레이의 보호를 위한 정전기 방지 회로를 구성한 것이다.

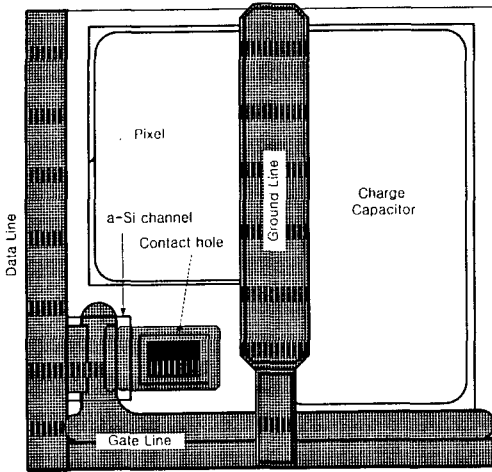


그림 2. Single pixel structure.

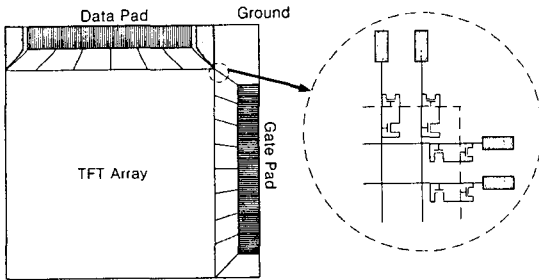


그림 3. Static electricity protection circuit

500um 두께의 a-Se 층은 TFT 어레이 표면에 증착된다. 그리고 charge carrier를 수집하기 위한 구동전압으로 10V/um의 전압이 인가된다.

그림 4에서는 readout을 위한 charge amplifier의 feedback capacitor(Cf)와 charge amplifier의 출력, 그리고 correlated double sampling을 위한 두 개의 line을 보여주고 있다. 각 채널의 전하 증폭은 증폭기 자체의 sensitivity와 charge capacitor로부터 전달되는 charge의 양으로 계산된다.

$$[\text{charge} \times \text{sensitivity} = \text{voltage}]$$

그러므로 출력은 $V_{out} = [V_{ref} - (\# \text{의 전자수} \times \text{전}$

자당 감도)]가 된다.

Charge carrier가 전압으로 변환된 이후 출력은 두개의 샘플 중에 하나와 각 채널의 홀드 패스에 저장된다. 이러한 두개의 sample and hold path는 출력 신호의 CDS 작동을 위해 있으며, 이는 영상의 dynamic range를 개선시키기 위해 제작되었다.

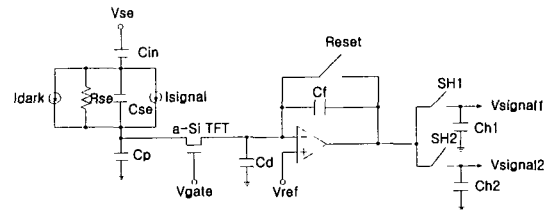


그림 4. Equivalent circuit of conversion layer and readout circuit

TFT panel의 모든 신호를 readout하기 위하여 순차적인 구동을 위해 multiplexer를 이용하였고, multiplexer를 구동하기 위한 clock signal의 speed는 1MHz로 이용하였다.

X-ray는 일반적으로 광도전체 층 안에서 전자 정공을 생성시키게 되며, 여기서 발생된 charge carrier는 인가전장에 의해 양단으로 끌려가게 된다. Parylene layer는 dielectric layer로 사용된다. 이는 hole의 이동을 막아주는 역할을 하며 전체적으로 MIS(Metal Insulator Semiconductor) 구조를 가지게 되어 결과적으로 dark current를 낮추는 역할을 하였다.

양전압이 Top conduction 층에 인가될 때 parylene layer는 hole이 top 전극으로 향하는 것을 막아주는 역할을 하며, flat panel의 electron protection layer는 electron이 storage capacitor로 향하는 것을 막아준다. 따라서 storage capacitor로 향하는 dark current를 막아주는 역할을 한다.

X-ray가 조사된 이후에 패널에 인가되던 전압은 제거되고, storage capacitor에 수집된 charge carrier를 readout하는 과정을 시작하게 된다. 먼저 gate driver circuit에 의해 flat panel의 gate로부터 하나의 라인으로 순차적으로 trigger signal을 보내게 된다. 따라서 charge storage capacitor에 저장된 영상 신호는 gate line 방향으로 하나의 라인씩 charge amplifier에 입력으로 전달하게 된다. 각각의 charge amplifier의 출력은 영상에서 하나의 pixel value에 해당한다.

이러한 방식으로 2560×3072 pixel array를 모두 읽어내는 데는 4.2초가 소요되었다. 14"×17" 대면적 flat panel detector를 4개로 분할하여서 각각의 섹터를 공통으로 readout하였다. 최종 2560×3072 pixel array를 모두 읽는데는 2.1초가 소요되었으며 남은 2.1초는 영상 프로세싱과 컴퓨터 인터페이스에 소요되었다. ADC 제어와 영상 획득 과정을 위한 분할구동 시스템을 구성하기 위해 4개의 ADC와 하나의 FPGA를 사용하였다. 전체 시스템의 block diagram을 그림 5에 나타내었다.

결과적으로 이러한 시스템을 이용하여 성공적으로 chest PA image를 획득하는데 성공하였다.

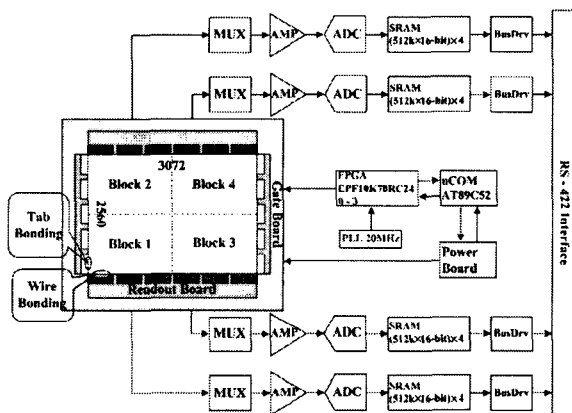


그림 5. Separate driving system block diagram.

3. 결론

본 연구에서 14"×17" Full chest digital x-ray 영상을 획득하는데 성공하였다. Readout 시간은 분할구동 시스템에 의해서 줄일 수 있었고 x-ray 입사에서부터 디스플레이까지는 4.2초가 소요되었다.

샘플 앤 홀드 시그널의 지연시간은 영상의 질적인 면에서 매우 중요하며 다른 중요한 요소인 수율면에 있어서는 와이어본딩 과정, 그리고 리드아웃패드와 게이트패드의 유기물에 의한 오염상태 등이 작용하였다. 탭본딩 기술을 이용하면 이러한 와이어본딩 기술을 더욱 효과적으로 개선하리라 예상된다. 패드를 보호하기 위하여 열증착 시 스미어 효과를 제어하는 것도 중요한 요소이다. 본 연구에서 분할구동시스템을 사용하여 영상의 질적인 면에서 기존과 비교하여 볼 때 무손실의 영상을 얻

을 수 있었다. 또한 임상학적인 면에서 이러한 제조 기술이 디지털 방사선 검출기 분야 발전에 이바지 할 것으로 예상된다.

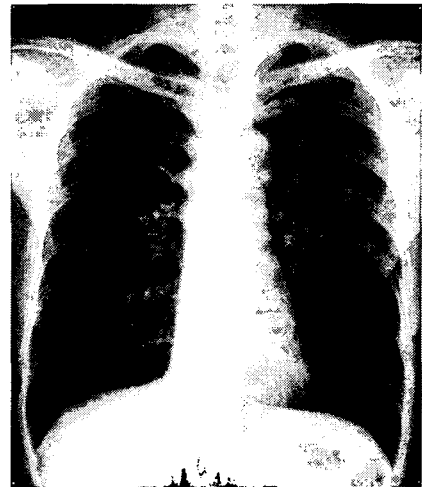


그림 6. Human Chest PA

참고 문헌

- [1] A.B. Wolbarst, *Physics of Radiology* (Norwalk, Connecticut: Appleton & Lange, 1993).
- [2] J.T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging* (Wolters Kluwer: Lippincott Williams & Wilkins, 2001)
- [3] P. Suetens, *Fundamentals of medical imaging* (University press: Cambridge, 2002)
- [4] R.O. Naess, *Optics for technology students*(Upper Saddle River.NJ: Prentice Hall, 2001)
- [5] M.Choquette, Direct selenium X-ray detector for fluoroscopy, R&F, and radiography: *Proc. 2000 SPIE Conf. on Physics of Medical Imaging*, San Diego, CA, 2000, 128-136.
- [6] S. Yamada, Image Quality Evaluation of A Selenium-based Flat-panel Digital X-ray Detector System Based on Animal Studies: *Proc. 2000 SPIE Conf. on Physics of Medical Imaging*, San Diego, CA, 2000, 429-436.