

일반촬영을 위한 셀레늄 기반의 엑스선 검출기 시스템

System of a Selenium Based X-ray Detector for Radiography

이동길*, 박지균*, 최장용*, 안상호**, 남상희**

(D. G. Lee*, J. K. Park*, J. Y. Choi*, S. H. Ahn**, S. H. Nam**)

Abstract

Amorphous selenium based flat panel detectors convert incident x-ray to electric signal directly. Flat panel detectors gain more interest real time medical x-ray imaging. TFT array and electric readout circuits are used in this paper offered by LG.Philips.LCD. Detector is based on a 1536×1280 array of a-Si TFT pixels. X-ray conversion layer(a-Se) is deposited upper TFT array with a 400 μ m by thermal deposition technology. Thickness uniformity of this layer is made of thickness control system technology($\leq 5\%$). Each 139 μ m×139 μ m pixel is made of thin film transistor technology, a storage capacitor and collecting electrode having geometrical fill factor of 86%.

This system show dynamic performance. Imaging performance is suited for digital radiography imaging substitute by conventional radiography film system.

Key Words : Digital, Imaging, Detector, a-Se, Radiography

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 영상기기의 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.

X-ray를 이용한 의료영상을 디지털화하기 위한 노력으로는 computed radiography system(CR)과 screen/CCD를 이용한 system이 주류를 이루었다. 이 중 CR system은 가장 초기에 시도된 기술로써 넓은 dynamic range로 기존의 screen/film system의 성능을 추월하였으나 상대적으로 높은 가격으로 인해 구매자의 선택을 꺼리게 했다. 이후 개발된 screen/CCD system은 CCD의 크기 제한으로 인해 field of view를 향상시키기 위한 노력을 요구하였으며, 이러한 한계는 sensor tiling 기술의 발달로 현재 유방촬영을 위한 mammography system까지 기술적 발전을 가져왔다.

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 만족시킬 수 있다. Flat panel은 switching 역할을 하는

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

** : 인제대학교 의료영상연구소

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 수 십 마이크론으로 줄어들고 있는 추세이며, CCD나 CMOS detector가 독점해왔던 mammography 분야로 적용 분야를 넓혀가고 있는 추세여서 차세대 방사선 검출기로서의 확고한 위치를 차지하고 있다.

본 연구에서 제작된 x-ray 검출 시스템은 flat panel을 이용한 것으로서 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.

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

2. 실 험

2.1 실험장치

본 연구에서 제작된 flat panel은 thin film AMLCD 기술에 의해 제작되었으며, 각 pixel은 substrate glass 위에 2-D array로 형성되었다. 각 pixel은 switching 역할을 하는 TFT, storage capacitor, charge collection electrode로 구성되어 있다. Storage capacitor의 한 전극은 ground와 연결되어 있고, 다른 한 전극은 TFT의 drain과 연결되어 있다. 각 TFT의 gate는 하나의 gate line에 연결되어 있으며, 각 TFT의 source는 하나의 data line에 연결되어 있다. Pixel에서 영상정보를 저장하는 storage capacitor는 pixel의 전 면적에 걸친 "mushroom head" 모양의 charge collection

electrode로 구성된다. 이러한 구조는 geometrical fill factor를 향상시켜 charge collection efficiency의 향상을 가져왔으며, 강한 인가전압에 따른 high electric field로부터 TFT를 보호하고, TFT 위에서 전하를 수집함으로써 electric charge로부터 TFT를 보호하는 효과를 가져온다. 본 연구에서 이용한 flat panel에서는 mushroom head 구조를 통해 86%의 geometrical fill factor를 구현하였다.

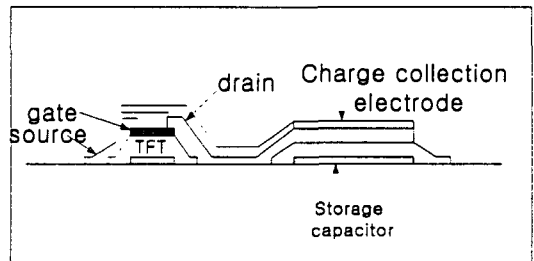


그림 1. Mushroom head pixel의 구조.

Fig. 1. The structure of mushroom head pixel

Flat panel위에는 입사되는 x-ray를 전기적 신호로 변환시키는 photoconducting material layer를 형성시켰다. Photoconducting material로는 amorphous 상태인 selenium을 이용하였으며, 진공 열 증착법(vacuum deposition process)으로 형성하였다. Photoconducting material로 이용되는 물질로는 a-Se, CdTe, CdZnTe, HgI₂, PbI₂등이 있는데, 특별히 본 연구에서는 xeroradiography에서 이용되었고 low dark current 특징을 가지는 selenium을 선택하였다. Selenium layer의 두께는 $400\mu\text{m}$ 로 제작하였으며 thickness uniformity는 5% 이내로 제어하였다. Photoconducting material위에는 pixel의 charge collecting electrode로 electron의 유입을 막고, high electric field로부터 panel을 보호하기 위하여 selenium과 접착력이 우수한 dielectric layer를 형성하였다. 또한 전장인가를 위한 top electrode는 gold를 이용하였다. 마지막으로 외부의 scratching, humidity, contamination으로부터 panel을 보호하기 위하여 protection layer를 형성하였다.

인체를 투과한 방사선을 flat panel에 영상정보로 저장하기 위해서는 electric field를 인가하여야 한다. 본 연구에서는 top electrode에 2500V의 positive voltage를 인가하였다. 인체를 투과한 방사선은 flat panel의 selenium 내부에서 electric

hole pair를 생성시키며 x-ray event에 의해 생성된 electric hole pair는 인가된 전장에 따라 electron은 top electrode 방향으로, hole은 storage capacitor 방향으로 끌려가게 된다. 이처럼 flat panel의 강한 인가전압은 생성된 electron hole pair의 recombination을 막고, 영상정보를 수집하는 역할을 한다. 인가 전압의 세기는 x-ray 변환 물질의 종류에 따라 차이가 있으며, selenium의 경우 $10V/\mu m$ 의 크기가 optimize된 전압으로 보고되고 있다.

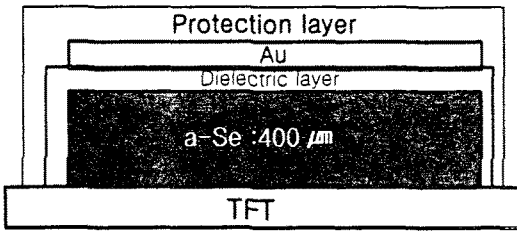


그림 2. 시편의 다층구조
Fig. 2. Multi layer of sample

X-ray 조사 후 electric charge 형태로 panel의 capacitor에 저장된 영상 정보는 readout circuit에 의해 digital video signal로 변환된다. 이러한 과정은 x-ray 조사 직후 시작되며, TFT의 switching으로 간단히 구현된다. Panel에서 영상정보를 받아내는 방법은 gate line을 순차적으로 구동시키는 방법을 이용한다. 첫 번째 gate line에 pulse를 인가하면 첫 번째 gate line에 연결된 모든 pixel의 TFT가 on 상태로 되면서, 첫 번째 gate line에 연결된 각 pixel의 storage capacitor에 보관되어 있던 electric charge 형태의 영상정보가 TFT를 지나 data line을 통해 charge amplifier로 전달된다. 이 때, 각 data line의 signal은 multiplexing되어 14 bit ADC(Analog-to-Digital Conversion) 과정을 거쳐 memory에 저장된다. 이러한 과정으로 gate line을 순차적으로 구동시켜 모든 pixel의 영상정보를 digital video signal format으로 수집한다. Readout module의 최종 단계에서 나오는 video signal은 computer에 연결된 frame grabber에 의해 화면에 display되고 computer의 memory에 저장된다. 현재 1536×1280 의 pixel을 가지는 panel을 구동시켜 display하는데 소요되는 readout time은 약 2.5초이다.

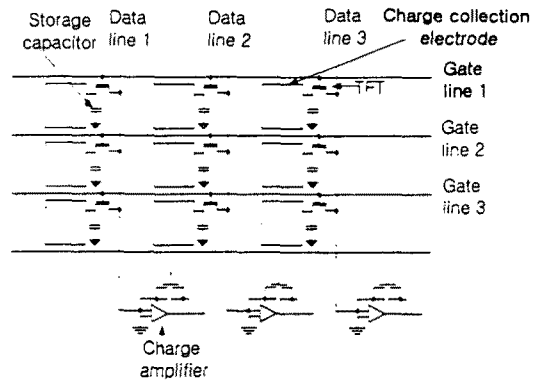


그림 3. 2차원 어레이 검출기의 구조
Fig. 3. 2-D array detector structure

Readout cycle 이후에는 다음번 조사를 위해 detector를 초기화하는 erasing cycle이 시작된다. Erasing cycle은 강한 lamp를 이용하여 selenium layer 내부에 trap된 전하를 제거하는 과정으로써 이러한 과정 없이 detector에 x-ray가 반복 조사되어 readout될 경우 영상에는 잔상과 salt and pepper noise를 가져올 수 있다.

3. 결과 및 고찰

본 연구에서 제작한 직접 변환 방식의 flat panel detector를 이용하여 x-ray 영상을 획득하였다. X-ray source는 기존 radiography에서 이용되었던 shimadzu 사의 장비를 이용하였다. Resolution test를 위하여 line pair phantom을 촬영하였고(조사조건 76kVp, 100mA, 0.03sec), system의 MTF(Modulation Transfer function)는 3.5lp/mm에서 60%로 분석되었다.

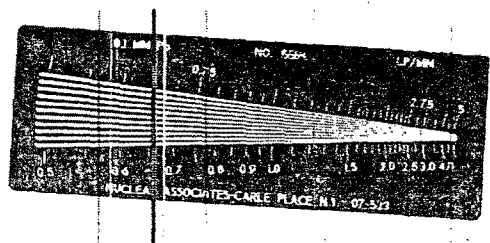


그림 4. 팬텀 영상의 해상도 평가
Fig. 4. Resolution test phantom image.

또한 영상의 임상적 가치 평가를 위해 hand image를 획득하였으며, 본 영상을 통한 임상적 분석은 conventional radiography system을 대체할 수 있을 것으로 평가되었다.

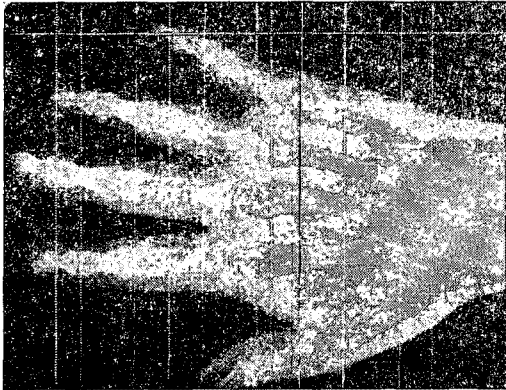


그림 5. 손목영상
Fig. 5. Hand image.

4. 결 론

본 연구를 통하여 a-Se을 이용한 직접 변환 방식의 flat panel digital x-ray detector system을 제작할 수 있었으며, 그 성능은 film/screen에 의존해왔던 아날로그 방식의 conventional x-ray system을 대체할 수 있을 것으로 평가되었다. 본 연구에서 이용된 flat panel detector는 8.5" × 7"의 검출 면적을 가지며, 앞으로 detector의 검출 면적을 넓히고 pixel size를 줄이기 위한 연구가 계속 진행되어야 할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부 국가지정연구실 지원(M1-0104-00-0149)에 의하여 수행되었습니다.

참고 문헌

- [1] 저자명, "책명", 출판사명, 인용 페이지, 출판년도.
- [2] 저자명, "논문 제목", 잡지명, 권, 호, 페이지, 출판년도.
- [3] 한전기, "전기전자재료", 한국출판사, p. 10, 2001.
- [4] D. A. Neamen, "Semiconductor Physics and Devices", Irwin, p. 10, 1997.
- [5] 한전자, "복합 스트레스에 의한 열화진단", 전

- 기전자재료학회논문지, 15권, 1호, p. 10, 2001.
- [6] T. W. Choi, "Electrical and mechanical properties of ceramics", Bulletin of KIEEME, Vol. 15, No. 1, p. 10, 2001.
- [7] T.-W. Choi and S.-C. Yoo, "Electrical and mechanical properties of ceramics", J. of KIEEME(in Korean), Vol. 15, No. 1, p. 10, 2001.