

비정질 셀레늄을 이용한 평판 Digital X선 검출기 개발

박지군, 최장용, 강상식, 차병열, 장기원, *최준영, *남상희
인제대학교 의생명공학대학 의용공학과, *인제대학교 의료영상연구소,

Development of flat panel digital x-ray detector using a-Se

J. K. Park, J. Y. Choi, S. S. Kang, B. Y. Cha, G. W. Jang *J. Y. Choi, *S. H. Nam,
Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical Science and Engineering, Inje University
*Medical Imaging Research Center of Inje University

Abstract : Flat-panel detector(FPD) is the driving force for realizing the next generation of x-ray system. In this study, we developed amorphous selenium(a-Se) based flat-panel digital X-ray detector(DXD) for radiography. The prototype detector consists of an amorphous selenium layer and a thin-film transistor(TFT) array. Comparing to other papers¹⁾⁻⁴⁾, optimization of amorphous selenium and progress of evaporation were similar. The pixel pitch of fabricated detector was 139 μ m, fill factor was 86%, and the size was 14"×8.5". Hand and test bar pattern images were acquired. A high modulation transfer function(MTF) factor was obtained: 58% at 3.0 lp/mm.

Key words : Flat-panel detector, Amorphous selenium, Thin-film transistor array, Digital X-ray detector, Modulation transfer function

국문요약 : 평판 digital x-선 검출기는 차세대 x-ray system으로 최근 연구와 개발이 활발하게 진행되고 있는 system이다. 본 연구는 환자의 피폭 및 작업 종사자의 피폭을 최소화 할 수 있고 의료장비의 디지털화에 발맞추어 PACS 등에 사용 가능한 a-Se를 이용한 직접방식의 digital x-선 검출기 구현에 관한 것이다. Prototype digital x-선 검출기는 TFT층과 a-Se층으로 이루어져 있다. Digital x-선 검출기센서 증착과 정의 최적화 수행 결과를 참고문헌¹⁾⁻⁴⁾과 비교했을 때 매우 유사함을 확인하였다. 제작된 검출기의 pixel pitch는 139 μ m였고, fill factor는 86%, 전체 검출기의 검출면적은 14"×8.5"였다. Digital 영상의 해상력을 고려하기 위해 손과 test 패턴영상을 얻었고, 58%, 3.0lp/mm의 높은 MTF를 얻을 수가 있었다. 이러한 결과로 a-Se 기반의 Digital X선 검출기가 구현되었으며 본 연구결과를 토대로 향후 digital X선 검출기 개발기술의 발전과 성능향상을 가져올 것으로 기대된다.

I. 서 론

인체 영상을 나타내는 진단 X선 영상 시스템에서의 영상은 인체에서의 X선 흡수의 분포에 의해 형성된다. 기존 아날로그 X선 영상이 필름을 저장매체로 쓰는 반면, 디지털 방사선영상(digital radiography)는 영상 수신부를 통해 직접적으로 전기적인 영상신호를 받아 컴퓨터로 전송하는 시스템을 의미한다. 이러한 DR 영상 검출기 시스템은 크게 직간접 방식으로 구분되며 이러한

직간접 방식에 대한 개요도를 Fig. 1에 나타내었다. 간접변환방식은 입사 X선에 의해 형광층에서 발생한 가시광을 광다이오드를 통해 수광하여 전기적 신호로 변환한 후 TFT(Thin Film Transistor)의 게이트 스위칭 제어에 의해 영상을 획득하는 방식이다. 이러한 간접변환방식은 일차적으로 생성된 가시광선의 산란이 발생하지만 산란광의 효과적인 제거 방법 자체가 없어서 영상의 잡음으로 작용하여 직접변환방식에 비해 해상도가 저하되는 단점이 있다. 이에 반해 직접변환방식은 X선의 흡수

에 의해 광도전층에서 발생된 전자-정공쌍을 직접 검출하는 방식이며 이러한 직접변환방식의 광도전층으로 쓰이는 광도전물질로는 비정질 셀레늄, TlBr, CdTe, CdZnTe, HgI₂, PbI₂ 등이 있다. 이 중 비정질 셀레늄은 비저항이 1015Ω-cm로 다른 광도전 물질에 비해 누설 전류가 낮고, 고유의 우수한 공간해상력(spatial resolution)을 지니고 있을 뿐만 아니라 균일한 대면적 구현이 용이하다. 본 연구에서는 이러한 비정질 셀레늄을 이용하여 active area 14"×8.5" 크기의 직접변환 X선 검출기를 제작하고, 획득된 영상을 이용한 영상 평가를 수행하였다.

II. 연구재료 및 방법

본 연구에 사용된 셀레늄 원료는 미량의 As와 Cl이 함유된 99.999% 순도의 셀레늄 화합물(Nippon Rare Metal, Japan)을 이용하였다. 비정질 셀레늄 층은 10-6 torr의 진공도에서 열 진공 증착법을 이용하여 형성하였으며 필름의 두께는 400μm였다. 형성된 비정질 셀레늄 층위에 고전압에 대한 보호층으로써 PDS 2060 (SCS, USA)를 이용하여 10μm 정도의 두께를 가진 유전층을 형성시켰다. 전압 인가를 위한 상부전극으로써 문헌조사를 통해 최적의 상부물질로 선택된 99.99%의 Au(Cerac, USA)를 이용, 진공증착법에 의해 약 200nm 두께로 형성하였다.

형성된 필름의 X선에 대한 전기적 특성을 측정하기 위해서 암상태에서의 암전류 및 X선에 대한 감도를 측정하였다. 측정에 이용된 계측기는 고전압발생기(EG&G 558H, USA), 미소전위계(Keithley 6517A, USA) 및 오실로스코프(LeCroy LC334A, USA)를 이용하였으며 X선 감도 측정에 이용된 X선 발생장치는 Shimazu TR-500을 이용하였다.

139μm의 픽셀크기를 가지는 대면적(14"×8.5"), 고해상도(2560×1536) TFT array 패널에 저장되는 전하를 검출하기 위한 등가회로는 저장 콘덴서와 gate 회로, OP-AMP와 피드백 콘덴서의 적분회로로 설계하였다. TFT array의 판독 회로 설계를 위해 gate 구동 회로 설계와 전압 스위치 회로 설계 및 제어기 interface 회로 설계를 통하여 고해상도 분할구동 회로를 설계하였다. 제작된 검출기의 물리적 평가를 위해 테스트 바 패턴 영상과 손 영상을 획득하여 MTF를 측정하였다.

III. 결 과

1. 검출기 제작

본 연구를 통해 제작된 검출기 시스템은 비정질 셀레늄 층과 비정질 실리콘 TFT array로 구성되었다. 화소 크기 139μm, fill factor 86%인 TFT array를 개발하였으며, 패널의 민감도를 고려한 컴퓨터 simulation을 수행하여 각 박막의 방향 및 스위치 TFT, 저장 콘덴서, 내부 결선 라인(interconnection line) 등 파라미터를 최적화하여 설계하였다. TFT array를 만들기 위해 마스크를 설계, 제작하였으며 박막 제작 공정 프로세스를 최적화하였다. 고해상도(2560×1536)의 검출기를 구동시키기 위해 5초 이내의 영상획득 시간을 지닌 분할 구동 판독 회로를 개발하였다. 스캔라인 구동을 위한 gate 구동 회로, 신호를 처리하는 판독회로, 전원 제어, 스위치 회로 및 제어기 회로를 설계 제작하였으며, tab bonding 및 wire bonding을 통해 모듈을 제작, 실제 영상 획득 과정을 통해 원활한 동작을 확인하였다. Fig. 2는 연구결과로 제작된 검출기 시스템을 보여주고 있으며, 전체적인 system의 specification을 Table. 1을 통해 나타내었다.

2. 영상 평가

1) X선 sensitivity와 선형성

X-선 에너지 강도변화에 따른 제작된 검출기 시스템의 반응을 측정하였다. X-선 조사 레벨에 따른 검출기 pixel당 신호 전하(qs)의 실험 결과치를 Fig. 3에 나타내었다. X-선 조사 레벨에 따른 검출기 pixel당 신호 전하(qs) 실험 결과치는 이론적 계산에 사용한 동일 x-선 조건에서 측정된 값이고 이를 linear fitting한 결과, x-선 sensitivity(qs)는 0.460×10⁶ electrons/(pixel-mR)로 산출되었다.

2) 이미지 획득과 MTF 측정

Fig. 4는 제작된 영상검출 시스템에 의해 획득되어진 손과 테스트 바 패턴의 이미지이다. 본 연구에 의한 영상검출 시스템의 물리적 성능 평가를 위해 획득되어진 영상을 이용하여 presampling MTF를 측정하였으며, 그 측정 결과를 Fig. 5에서 나타내고 있다. Fig. 6과 7은 화소 크기 139μm, fill factor 86%, 10μm 폭을 가진 slit을 파라미터로 설정하여 시뮬레이션 한 결과로 얻어진 Line Spread Function(LSF) 및 Modulation Transfer

Function(MTF)을 보여주고 있다. 시스템 평가를 위한 물리적 비교, 평가 방법으로 IDL 소프트웨어를 이용한 MTF 모의시험을 수행하였다. 결과적으로 이론적 LSF와 presampling MTF의 값이 주어졌다. 그 결과 3 lp/mm에서 58%의 결과를 도출할 수 있었다. 측정되어진 LSF의 푸리에 변환을 통하여 측정되어진 MTF의 presampling, 최대값과 최소값을 보여주고 있다. 최소값인 3.5 lp/mm은 실제 계산을 통한 cut off 주파수의 값과 일치한 값을 보여준다.

IV. 고 찰

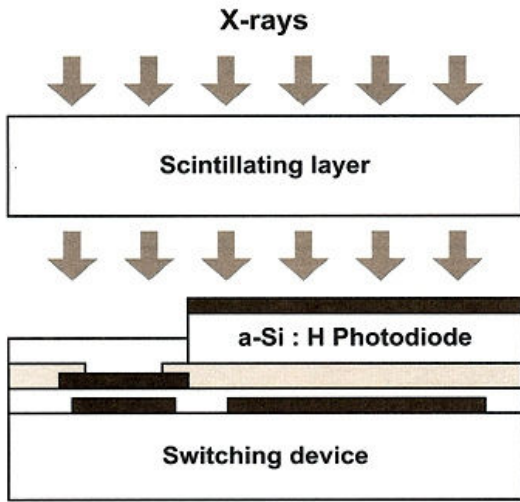
본 연구를 통해 열진공증착법에 의해 직접변환방식 평판 검출기를 제작하였으며, 획득영상에 대한 영상평가를 수행하였다. 검출기는 광도전층으로 쓰이는 a-Se층과 판독을 위한 TFT 스위칭 어레이로 형성되었으며, Active area, 14"×8.5", 화소 크기 139 μ m, fill factor 86 %의 14"×8.5"의 대면적 TFT array를 개발하였다. 본 영상 검출기에 의해 X선에 대한 민감도는 0.460×10⁶ electrons/(pixel-mR), MTF는 3 lp/mm에서 58%의 결과를 도출할 수 있었다. 본 영상검출기로 획득한 영상 또한 임상적, 물리적 평가 결과 임상에서 그 활용도가 충분할 것으로 자체 평가되었다. 본 연구에 의한 평판 digital 검출기에서 높은 MTF를 획득하였으며 본 연구의 결과 및 방법은 향후 우수한 성능의 digital 방사선 검출기에 개발에 필요한 자료로 유용하게 활용 될 수 있을 것으로 생각되며, 국내 digital 방사선 검출기의 개발 및 성능 향상에 기여할 것으로 사료된다.

감사의 글

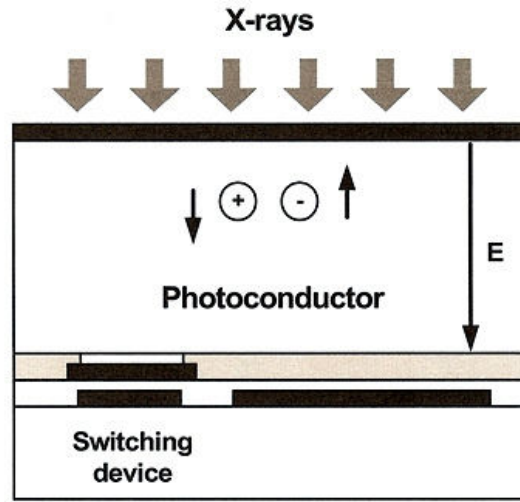
본 연구논문은 정보통신부의 출연금으로 수행한 정보통신선도기반기술개발사업의 연구결과입니다.

참고문헌

1. Que W, Rowlands J.A, X-Ray Imaging Using Amorphous Selenium : Inherent Spatial Resolution, Medical Physics, 1995: : 365-373.
2. S.O. Kasap, J.A. Rowlands., Proc. of the 9th International School on Condensed Matter Physics. Varna, September 1996.
3. M.J. Yaffe, J.A. Rowlands, Phys. Med. Biol. 42 1., 1997.
4. S.O. Kasap, in: A. Diamond(Ed.), The Handbook of Imaging Materials, Chap. 8, Marcel Dekker, New York., 1991.
5. H. R. Moutinho, "Investigation of poly crystalline CdTe thin films deposited by physical vapor deposition, closed- spaced sublimation, and sputte ring", American Vacuum Society., 1995.
6. Ben G. Streetman, Solid State Electronic Devices Third ed. New Jersey, Prentice-Hall, 1990 : 135-207
7. Patrick J. Papin, et al, Sensitivity characteristics of prototype selenium plate detection system for digital radiographic imaging, SPIE 1985, 535
8. R.E. Johanson, S.O.Kasap, "Metallic electrical contacts to stabilized amorphous selenium for use in X-ray image detectors", Journal of Non-Crystalline Solids : 227-230., 1998.
9. W. Zhao., James. Law, D. Waechter, Z. Huang, And J. A. Rowlands. Digital Radiology Using Active Matrix Readout Of Amorphous Selenium : Detectors With High Voltage Protection, Med. Phys. 1998 : 25/4:539
10. U. Schiebel, W. Hillen, Image quality in selenium-based digital radiography, SPIE, 1986, 626 : 176-185



(a) Indirect conversion method



(b) Direct conversion method

Fig. 1. Schematics of digital radiography

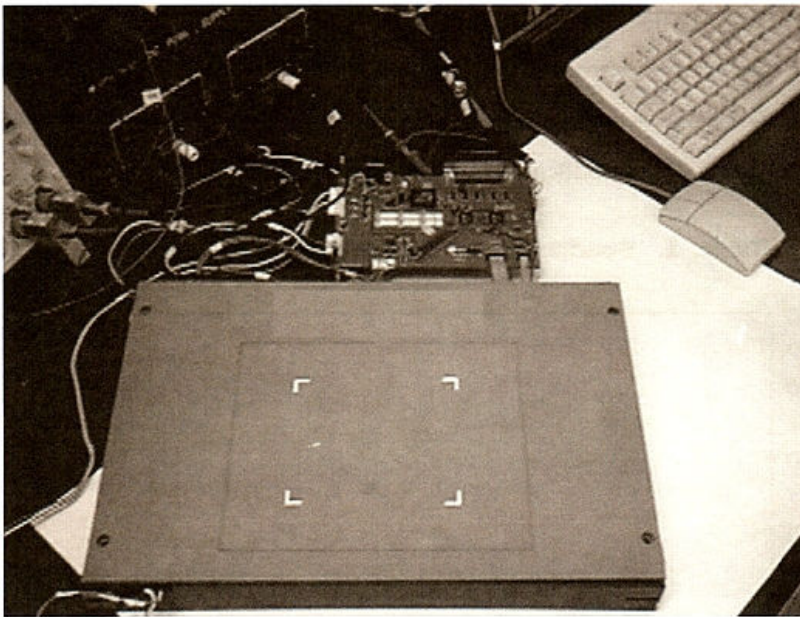


Fig. 2. DXD Prototype System Module

Detective Area	14"×8.5"
Resolution	2560×1536
Pixel Pitch	139 × 139 [μm]
Fill Factor	86 %

(a) Specification of prototype DXD system

Gate line width		13 μm
Active line width		6 μm
Data line width		9 μm
Ground line width		21/12 μm
TFT	Type	BCE standard
	W/L	20/6 μm
Contact Hole size	Acryl	14×14 μm^2
	S. I.	10×10 μm^2

(b) Specification of TFT array circuit

Table. 1. Specification of DXD Prototype system

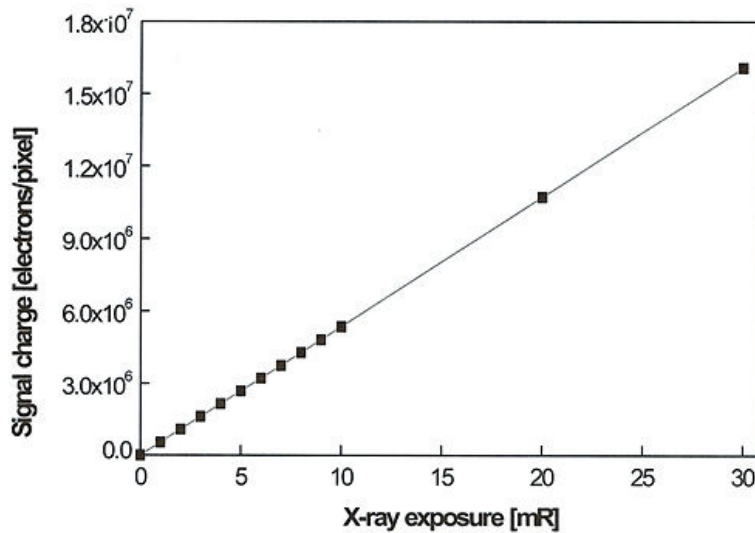
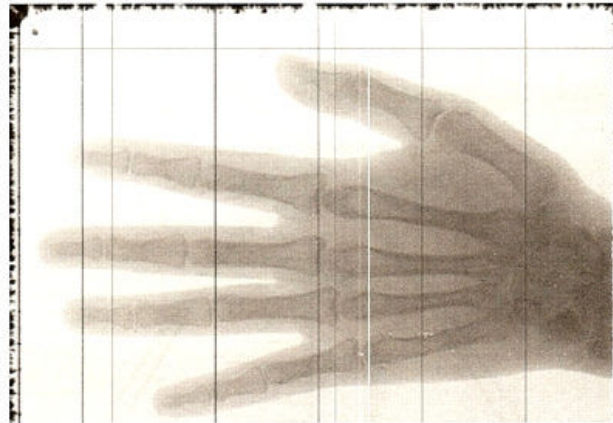
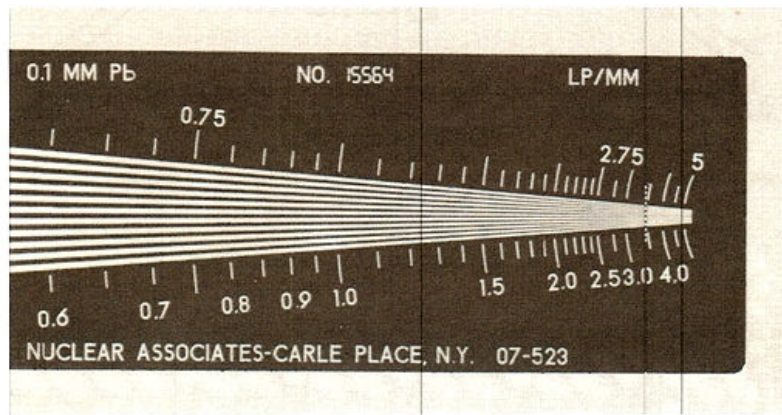


Fig. 3. Signal charge according to X-ray exposure level



(a) Hand image (55 kVp, 100 mA, 60 msec)



(b) Test bar pattern image (70 kVp, 100 mA, 30 msec)

Fig. 4. Acquired image by prototype DXD system

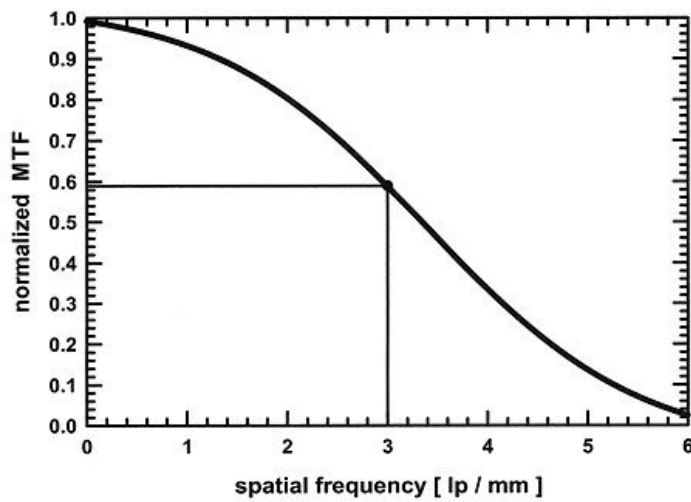


Fig. 5. Modulation Transfer Function(MTF) of DXD Prototype System

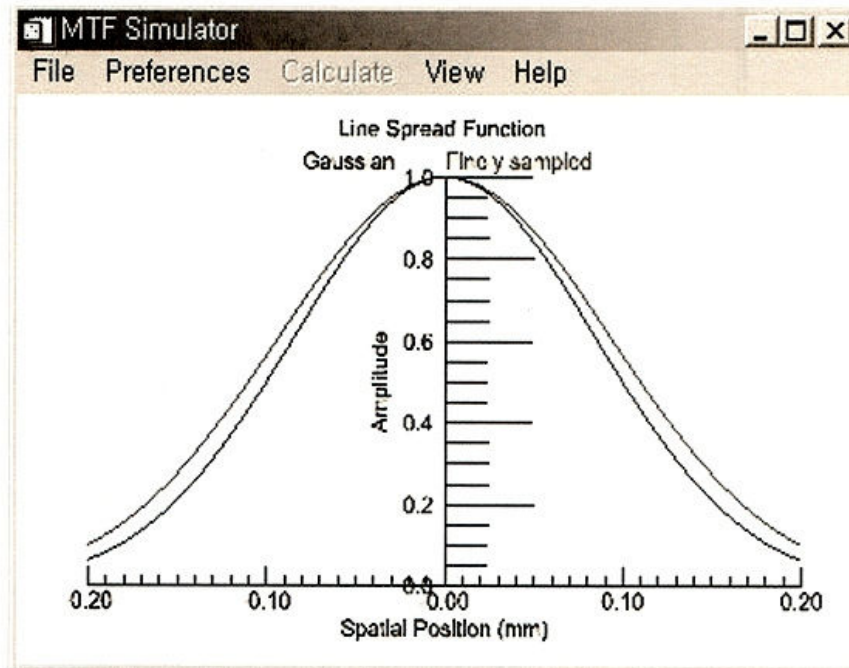


Fig. 6. Simulated Line spread function

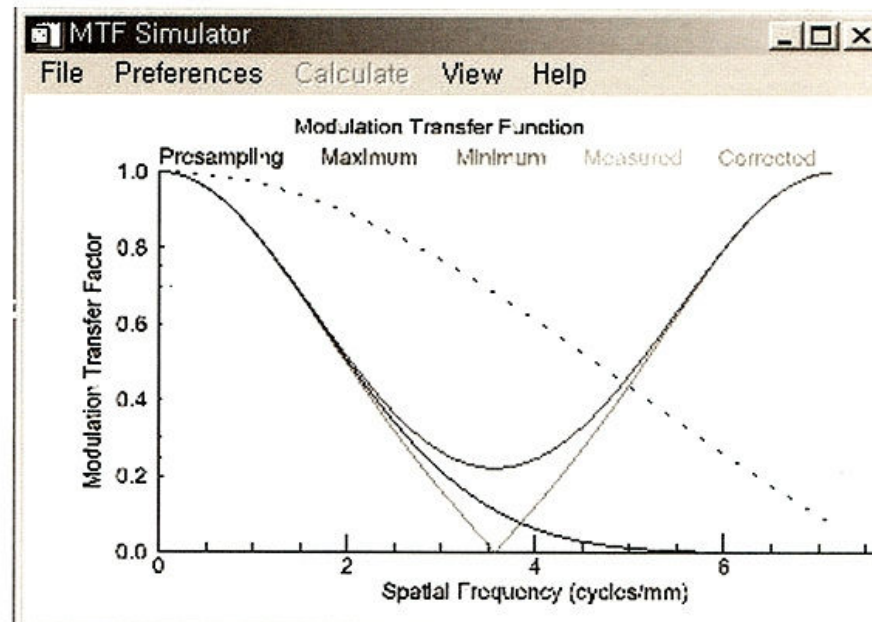


Fig. 7. Presampling MTF