

# 데이터 배선 용량 최소화를 위한 비정질 실리콘 박막 트랜지스터 배열의 최적화 설계와 구현

김창원<sup>1</sup>, 윤정기<sup>1</sup>, 김선용<sup>2</sup>, 김종효<sup>3</sup>

<sup>1</sup>(주)디알텍, <sup>2</sup>아주대학교 의과대학 진단방사선과학교실, <sup>3</sup>서울대학교 의과대학 영상의학교실

## Optimal Design of a-Si TFT Array for Minimization of Data-line Capacitance and Its Implementation

C.W. Kim<sup>1</sup>, J.K. Yoon<sup>1</sup>, S.Y. Kim<sup>2</sup>, J.H. Kim<sup>3</sup>

<sup>1</sup>DRTECH Corp.

<sup>2</sup>Department of Diagnostic Radiology, School of Medicine, Ajou University.

<sup>3</sup>Department of Radiology, Seoul National University College of Medicine.

(Received August 22, 2008. Accepted September 29, 2008)

### Abstract

Thin-film transistor (TFT) arrays for an x-ray detector require quite different design concept from that of the conventional active-matrix liquid crystal devices (AM-LCDs). In this paper a new design of TFT array which uses only SiNx for passivation layer is described to meet the detector performance and the product availability simultaneously. For the purpose of optimizing the design parameters of the TFT array, a Spice simulation was performed. As a result, some parameters, such as the TFT width, the data line capacitance, and the storage capacitance, were able to be fixed. The other parameters were decided within a permissible range of the TFT process especially the photolithography process and the wet etch process. Then we adapted the TFT array which had been produced by the proposed design to our prototype model (FDXD-1417) and evaluated it clinically by comparing with a commercial model (EPEX, Hologic, Bedford, USA). The results say that our prototype model is slightly better than EPEX system in chest PA images. So we can prove the technical usefulness and the commercial values of the proposed TFT design.

**Key words :** flat-panel, detector, TFT, clinical , evaluation

## 1. 서론

X선을 이용하는 진단방사선 분야는 최근 수년 동안 비약적인 발전을 이루었다. PET, MRI, CT, US 등 다른 진단장비들이 일찌감치 디지털 영상장치로 개발된 것과 달리 일반촬영용 X-ray 영상 분야는 전체 의료영상의 60%가량을 차지하고 있음에도 불구하고 증감지 및 필름 사용의 한계를 쉽게 뛰어넘지 못하고 CR(Computed Radiography) 기술이라는 불완전한 형태의 디지털 장비로 진화하였다. 그러나 최근 TFT-LCD(Thin Film Transistor Liquid Crystal Display) 기술의 비약적인 발전에 힘입어 TFT기판을 이용하는 평판형 검출기(Flat panel detector) 기술이 보편화되게 되었다. 평판형 검출기는 크게 직접방식과 간접방식으로 나눌 수 있으며 그림 1과 같이 전자는 X선 신호를 직접 전기신호로

변환하는 방식이며 후자는 X선 신호를 가시광선으로 변환한 뒤 다시 변환된 가시광선을 전기신호로 변환하는 방식을 말한다. 두 방식 모두 TFT를 사용하고 있으나 간접방식의 TFT의 경우에는 일반적인 TFT 공정 이후에 광다이오드(photodiode)제조공정이 추가된다.

이 논문에서는 직접방식 평판형 검출기의 설계 중에 특히 TFT 설계에 대한 내용을 다루고 있다. 직접방식 검출기에 사용되는 TFT의 경우 상판전극(top electrode)에 의한 전계로 인해 야기되는 TFT의 오동작을 방지하기 위해 특별한 구조가 제안되어야 하고 이에 따라 유기절연막을 보호막으로 사용하고 있다. 그러나 이에 따른 공정비용과 수율 저하가 크게 문제시되어 양산성 및 비용, 수율을 매우 중요시하는 일반적인 TFT-LCD 공장에서는 생산투입 자체를 꺼리고 있는 실정이다. 이에 따라 전용 TFT 공장을 운영하는 기업체 이외는 평판형 검출기의 개발 자체가 한계를 가지며 TFT의 아웃소싱에 성공한 기업들도 사업의 안정성을 위해 2개 이

Corresponding Author : 김종효  
서울특별시 중로구 연건동 28번지  
Tel : +82-2-2072-3677 / Fax : +82-2-747-7418  
E-mail : kimjihyo@snu.ac.kr

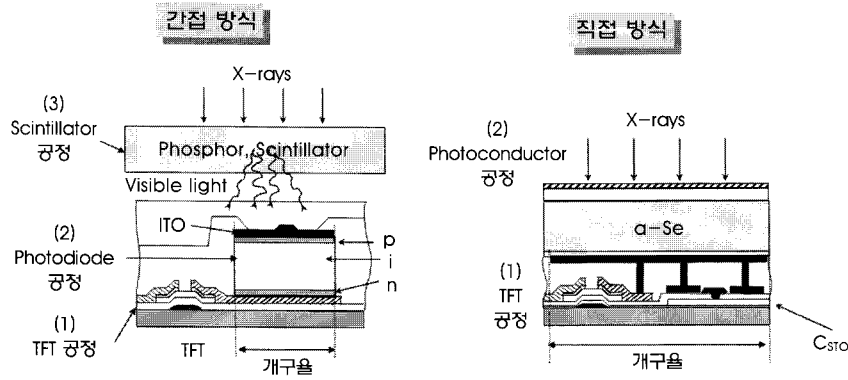


그림 1. 평판형 검출기 기술의 비교  
 Fig. 1. Comparison of two types of flat panel detectors

상의 공급자를 확보 해야 하는 어려움을 겪고 있다.

따라서 이 연구에서는 기존 상품화된 직접방식 제품에 적용된 TFT에 비해 공정이 단순하고 기존의 TFT-LCD 공장이 가지고 있는 공정을 그대로 이용하여 제작할 수 있는 직접방식 TFT구조를 제안하였다. 그러나 직접방식 검출기를 TFT로 구현할 경우 기존 TFT에 비해 데이터 배선의 정전용량이 커지는 단점을 가지고 있으므로 spice 시뮬레이션을 통해 설계를 최적화 시키고 이에 대한 타당성을 확보 하였다. 또한 제안 구조로 제작된 TFT를 완성제품으로 구성되었을 때에 결과 영상을 기존의 상품화된 직접방식 검출기와 임상적으로 비교하여 제품으로서의 유효성도 평가하였다.

## II. 본 론

### A. 제안된 TFT 구조

기존의 직접방식에서 사용하는 TFT배열은 셀레늄 층의 상층부에 존재하는 상판 전극으로부터 발생하는 전계로 인하여 TFT가 오동작하는 것을 보호하기 위하여 Mushroom구조라는 화소 전극이 TFT영역으로 확장되는 구조를 사용하고 있다[1]. 구체적으로 말하자면 TFT는 게이트 전압에 의해 발생한 필드에 의해 전류의 통로가 되는 채널이 형성되는 금속/산화막/반도체 구조를 가지고

있으나 셀레늄층에 전계를 형성해주기 위해 가해주는 전압에 의해 영향을 받는다. 이를 방지하기 위해서 화소 전극으로 TFT를 보호하는 구조가 제안된 것이다. 그러나 이러한 구조를 채택하더라도 X-선량이 높아짐에 따라 화소 전극의 전압 또한 높아지고 결과적으로 TFT의 동작에 영향을 미친다. 구체적으로 말하자면 X선량이 증가하면 셀레늄에서 발생하는 전하량이 증가하고 축전 정전용량에 쌓이는 전하량이 많아질수록 화소전극의 전압은 높아진다. 화소 전극의 전압이 높아지면 TFT back channel에 영향을 주며 sub-threshold 영역에서 비정상적인 동작을 하게 되므로TFT는 검출기에서 일종의 스위치 역할을 하지만 오프상태를 유지하지 못하고 누설전류가 발생하여 필요한 기간 동안에 축전 정전용량 (storage capacitance)에 이를 보관하지 못하는 문제가 발생한다 [2]. 이를 방지하기 위해 SiNx에 비해 유전율이 매우 낮은 유기물질을 1.8마이크론 내외의 보호층으로 사용하는 TFT구조를 사용하게 되었다. 유기 절연막을 사용하고 절연막의 두께를 높일 경우 SiNx를 사용하는 경우에 비해 상대적으로 전계가 줄어들므로 화소 전극의 전압에 의해 TFT에 미치는 영향이 줄어든다. 그러나 유기 절연막을 사용하는 공정은 SiNx를 사용하는 공정에 비하여 높은 재료비와 복잡한 공정을 가지고 있고 이에 따라 낮은 수율 및 기회비용을 포함한 높은 공정비용을 초래하여 일반적인 TFT-LCD

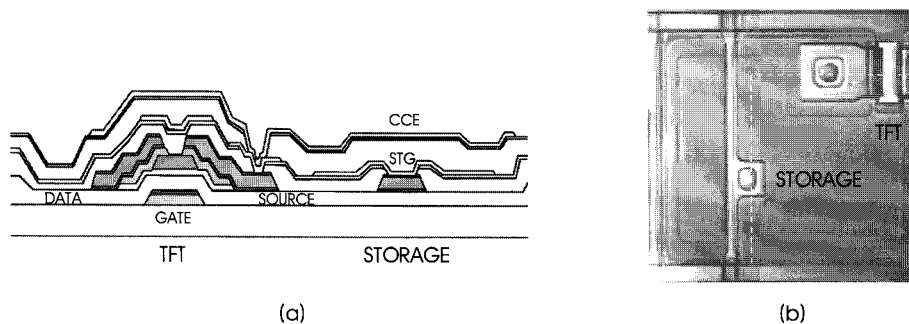


그림 2. 제안된 TFT 구조 (a) 단면 도해 (b) 화소 설계  
 Fig. 2. Proposed structure of TFT(a) cross-sectional diagram (b) pixel design

양산라인에서는 채용을 꺼리고 있어 개발을 완료한 이후에도 양산에 적용하기 어려운 점이 단점이다.

그림 2와 같이 제안된 구조는 유기 절연막 대신에 일반적인 비정질 실리콘 TFT의 절연막으로 채용되는 SiNx를 사용하여 비교적 생산단가가 낮고 양산이 용이하다는 장점을 가지고 있다. 또한 TFT의 상부의 전계로부터 보호하는 데 축전 정전용량의 공통전극을 사용하여 화소 전계에 다소간 영향을 받던 기존 구조의 단점을 보완하였다. 하지만 데이터 배선 정전용량은 기존의 비해 높아지는 단점을 가지고 있기 때문에 최대한 이를 낮추는 방향으로 설계의 포인트를 잡아야 한다. 그림에서 화소부는 크게 TFT와 용량(storage)부분으로 나눌 수 있으며 전극부위만 설명하면 TFT는 게이트(gate), 데이터(data), 소오스(source)전극으로 구성되며 용량부는 CCE(charge coupled electrode)와 STG(storage)전극과 각 화소의 STG전극을 연결하는 공통전극으로 이루어진다. 그림 2(a)의 단면도는 그림 2(b)의 점선 부위의 단면을 나타낸다.

**B. 검출기의 화질에 영향을 미치는 TFT 설계 요소**

평판형 검출기의 성능에 영향을 미치는 요소는 각 부품에서 발생하는 노이즈로 정의될 수 있다. 이론적인 모델로는 토론토 대학의 J.A. Rowlands 교수팀에서 제안된 것이 대표적이라 할 수 있다. TFT에 의해 발생하는 노이즈는 아래 6가지로 설명되고 있다.[3]

- 1) Thermal noise generated on the data line
  - 2) Thermal noise generated on the gate line
  - 3) Charge partition noise
  - 4) TFT trapping noise
  - 5) Dark current noise
  - 6) kTC noise of TFT switch
    - (1) kTC1 noise : the noise charge during the turn on period
    - (2) kTC2 noise : the noise charges left in the pixel capacitor Cp after the TFT switch is turn off
- 위 7가지 노이즈 소스 중에서 1) Data line, 2) kTC1, 3) kTC2, 4) TFT trap, 5) Partition, 6) Dark current, 7) Gate line의 순서

로 노이즈에 영향을 미치는 것으로 논문은 보고하고 있다.[3] 이를 TFT의 설계에 맞게 해석하자면

- 1) 데이터 배선 정전용량의 최소화
- 2) 축전 정전용량의 최소화(동영상경우)
- 3) 비정질 실리콘의 trap 최소화
- 4) TFT의 게이트 절연막의 정전용량의 최소화 및 W/L(width/length)의 최소화
- 5) TFT 암전류의 최소화
- 6) 게이트 배선 저항과 정전용량의 곱의 최소화로 정리할 수 있다.

이중에서 2)는 정지영상의 경우 전하유지특성과 고선량에서 누설전류의 증가가 문제가 될 수 있으므로 동영상과 반대로 최대화되어야 하는 경향을 가지고 있다. 3)은 비정질 실리콘 막막의 고유한 특성이므로 공정 및 장비의 문제라 할 수 있겠다. 5)의 경우 또한 TFT 소자의 구조적인 문제 및 공정에서 오는 영향이 더 지배적이기 때문에 설계적인 측면에서는 구동전압을 결정하는 문제가 있으며 이는 시뮬레이션 보다는 실제 측정과 구동으로 최적화하는 것이 더 효율적이다. 6)의 경우는 상치되는 설계요소가 없으므로 공정이 허용하는 범위 내에서 저항과 정전용량의 곱이 가장 작아지는 점을 찾으면 된다.

이에 따라 이 논문에서는 1)데이터 배선 정전용량의 최소화, 4) TFT의 W/L 최소화에 맞춘 시뮬레이션 결과 및 게이트 턴 온 전압에 따른 구동에 주안점을 맞추려 한다.

**C. Spice 시뮬레이션**

*1) Spice 파라미터 추출*

TFT의 시뮬레이션에 사용된 spice 프로그램은 AIM-spice로 Berkeley SPICE version 3.E1을 커널로 사용하여 비정질 실리콘 TFT, 폴리실리콘 TFT등의 몇 가지 모델이 첨가되어있다. 이 spice는 기존의 MOS 모델을 변형해서 사용한 기타 비정질 실리콘TFT 모델에 비하여 정전용량 모델이 발전하여 과도해석에서 좀 더 정확한 결과를 얻을 수 있다. Curve fitting 및 파라미터 추출은 Extract프로그램을 사용하여 수행하였다. W/L = 13/11인 TFT로 Id-Vd 곡선 및 Id-Vg 곡선을 측정하여 사용하였다. 그 결과는 그

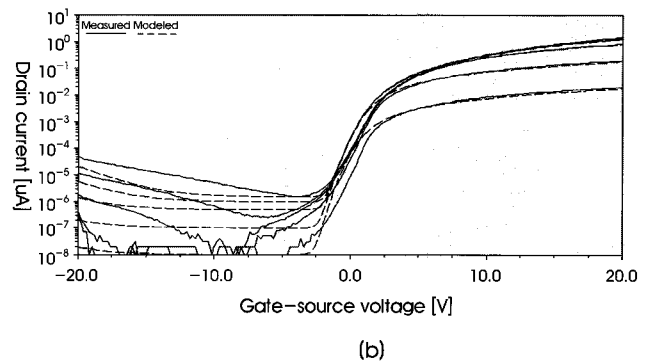
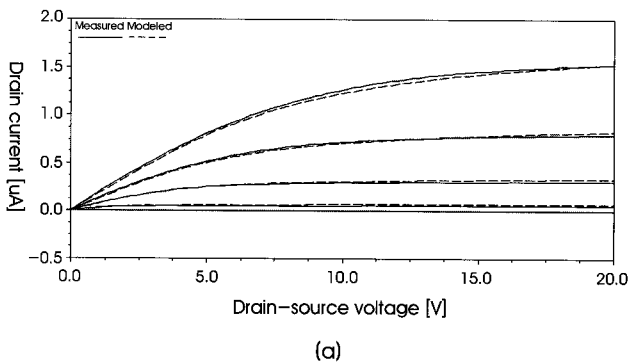


그림 3. (a) Id-Vd curve fitting (b) Id-Vg curve fitting  
Fig. 3. (a) Id-Vd curve fitting (b) Id-Vg curve fitting

림 3과 같다. 빨간 색 실선이 측정된 데이터이고 파란색 실선이 추출된 모델에 의한 것이다. Id-Vd 곡선은 비교적 정확하게 맞추었지만 Id-Vg 곡선은 오프 영역이 일반적인 TFT와 달리 전압이 상승함에 따라 오프 전류가 증가하는 경향을 보이므로 잘 맞지 않지만 오프 영역에서 관련된 영역은 TFT의 홀딩 특성에 관련된 것으로 이 논문에서는 평가하지 않으므로 시뮬레이션 결과에 영향을 주지 않으므로 진행에 문제가 없는 것으로 판단하였다.

2) 과도해석(Transient analysis)

우선 시뮬레이션을 수행하기 위해서는 input card라는 일종의 회로도를 작성하여야 하며 이를 위해 단위 화소 당 가지고 있는 저항 및 용량의 크기를 계산하여야 한다. 단순히 전극이 겹쳐지는 정전용량(overlap capacitance)은 직접 유전체의 유전율, 두께, 전극의 크기로 계산할 수 있지만 기생 용량(parasitic capacitance)의 경우는 계산하기 힘들므로 2D MOS라는 프로그램을 이용하여 계산하였다. 2DMOS에 의해 계산된 기생용량의 체계는 아래 그림 4와 같다. 시뮬레이션을 위하여 게이트 배선과 데이터 배선을 기준으로 하여 아래 그림4(b)와 같은 기생용량들을 계산하며 공통전극 배선을 기준으로 하는 저장 용량의 기생용량을 계산한다.

그림 5(a)에서 데이터 배선 및 게이트 배선은 T3모형을 사용하

여 모델링 하였으며 앰프는 전압제어 전압원(voltage controlled voltage source)을 사용하는 이상적인 OPAMP를 가정하였다. T3 모델은 일반적으로 TFT 배열의 데이터 배선이나 게이트 배선을 모델링 할 때에 많이 사용하는 형식으로 저장2개가 직렬로 이어지고 두 저항의 접점과 공통전극 사이에 용량1개가 연결되는 것이 T가 형태로 되어있는 것처럼 보여 이런 RC 조합이 3개로 이루어지는 선로 모델을 T3모델이라고 한다. 제품에 적용된 전하 증폭기(charge amp)에 대한 spice모델이 없으므로 이상적인 앰프를 가정하고 시뮬레이션을 진행하였다. 또한 이 논문이 TFT에 대한 내용만을 다루므로 전하 증폭기에 의해 변동 될 수 있는 부분은 고려하지 않았다.

셀레늄 층의 spice 모델이 없으므로 동작은 축전 정전용량(Storage capacitance)에 충전이 완료된 이후의 동작에만 관심을 두고 진행하였다. 입력신호 파형은 최대한 실제에 가깝도록 하였으며 charge reset 동작이나 dark scan 등의 동작 또한 이 시뮬레이션에서는 포함시키지 않았다. 이 때 charge reset은 X-선 조사 이후에 셀레늄 층에 남아있던 전하들을 제거하는 작업을 의미하며 dark scan이란 X-선 조사 없이 영상을 획득하는 것을 의미하며 오프셋 값을 얻어내기 위해 사용된다. 동작은 일반적인 double correlated sampling 동작을 모사하고 있다. 이는 그림 5에서와 같이  $V_{GATE}$ 가 턴 온되기 전과 후의 값을  $\Phi_{SH0}$ 과  $\Phi_{SH1}$ 의 타이밍에 각각 샘플링 하여 그 차이를 출력 값으로 취하는 방법으로 기본 오프셋 값에 의한 영향을 배제할 수 있어 영상 센서에서 많이 사용되는 기법이다.

그림 6에서 게이트 배선 전압은 Vgh(Gate high voltage 또는 Gate turn on voltage)로 100usec~175usec동안 턴 온 되며 데이터 배선 전압은 기준 전압인 0V 전압이다. 현재 기준전압은 0V가

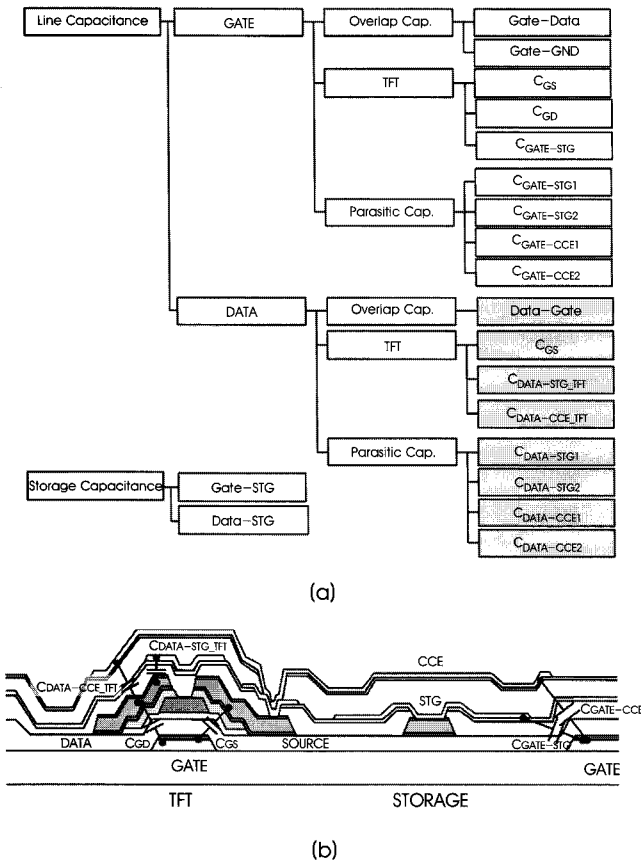


그림 4. (a) 용량 로직 트리 (b) 기생용량 예  
Fig. 4. (a) Capacitance logic tree (b) examples of stray capacitance

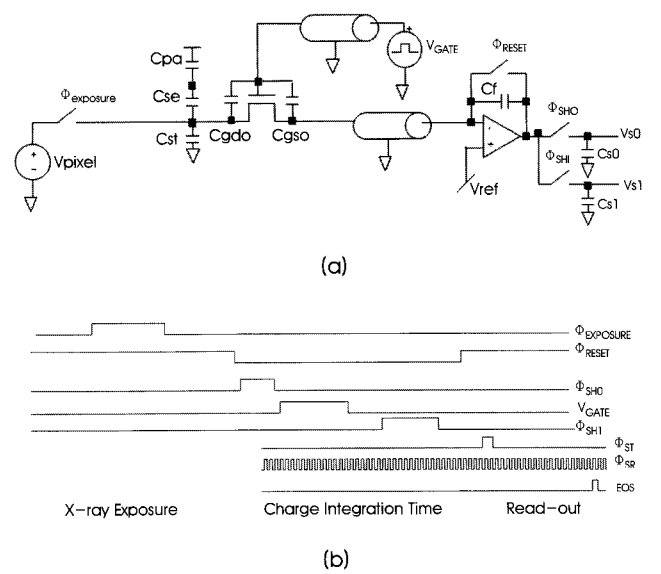


그림 5. (a) Input card에 사용된 회로도 (b) 입력신호  
Fig. 5. (a) Circuits which is used for input cards (b) Input signal

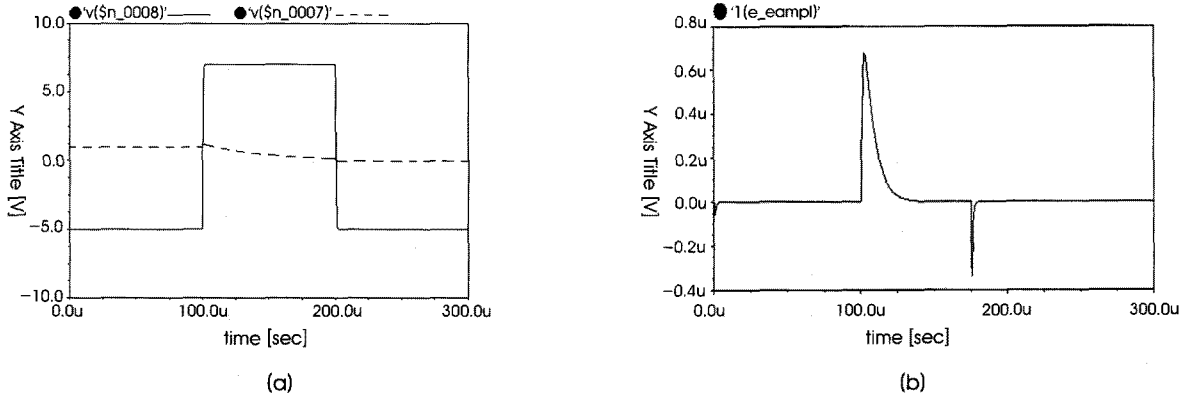


그림 6. (a) 게이트 전압 및 출력전압 (b) 출력전류  
 Fig. 6. (a) Gate voltage and output voltage (b) Output current

아니지만 ROIC에 대한 모델이 없어 이상적인 앰프로 모델링하고 모든 구동전압을 기준전압을 낮춘 정도로 모두 낮추어 사용하였다. 축전 정전용량의 전압은 충전되었다가 게이트 배선의 전압이 턴 온 되면 데이터 배선 방향으로 방전하기 시작한다.

그림 6(a)에서  $V(\$n\_0008)$  전압은 게이트 배선의 제일 끝 단에서 보이는 전압으로 RC delay에 의한 효과를 볼 수 있다.  $V(\$n\_0007)$ 은 축전 정전용량의 전압으로 충전한 전압이 TFT 턴 온 시 방전되는 형태를 알 수 있으며 잔류 전압을 평가할 수 있다. 그림 6 (b)는 TFT에서 데이터배선으로 흐르는 전류로 TFT가 턴 온 시에 순간적으로 전류가 방전된 후에 TFT가 턴 오프 되는 순간에 capacitive coupling에 의해서 역으로 흐르는 형태를 보인다.

그림 7은 축전 정전용량에 축적된 전하를 데이터 배선을 통하여 앰프의 귀환 정전용량(feedback capacitance, Cf)에 충분히 전달하는 것이 목적이므로 게이트 배선 전압의 턴 온 시간 동안 축전 정전용량의 전압이 충분히 낮아지는 가를 평가하였다. 평가 기준으로 삼은 것은  $V_{gh}=7V$ ,  $W=27\mu\text{m}$  일 때이다. 여기서부터 시작하여 TFT width를  $13\mu\text{m}$ 으로 낮추어도  $V_{gh}$ 를 13V로 높

이면 기준 값 보다 낮은 축전 정전용량의 전압을 얻을 수 있다. 이 때에  $V_{gh}$ 와  $W$ 의 시작 값은 기준에 타 모델에 적용되고 있던 수치를 바탕으로 시작점을 정하였다.

게이트 전압의 변동에 의한 capacitive coupling 값 즉  $\Delta V$  또한 화질에 영향을 미치므로 평가하였다. 아래 그림 8과 같이 TFT width에 대한 변동폭보다  $V_{gh}$ 에 의한 변동이 더 크다는 것을 알 수 있다. 게이트 배선 전압이 턴 온 때에  $\Delta V$ 만큼 축전정전용량의 전압이 올라가므로 그만큼 축적된 전하가 많은 것처럼 보일 수 있다. 그러나 기존 제품에서  $V_{gh}$ 를 변동 시키며 시험하였을 때에 실제 모니터 상에서 X-선 영상에서  $V_{gh}$ 에 대한  $\Delta V$  영향이 크지 나타나지 않았기 때문에 TFT width 결정에는 고려하지 않았다.

3) TFT width 결정

시뮬레이션 결과 TFT width  $13\mu\text{m}$ 값도  $V_{gh}$ 로 보상해주면 축전 정전용량을 충분히 방전시킬 수 있음을 알았다. 설계상의 TFT width는 데이터 배선의 초과 식각에 의한 손실분을 고려하여  $15\mu\text{m}$

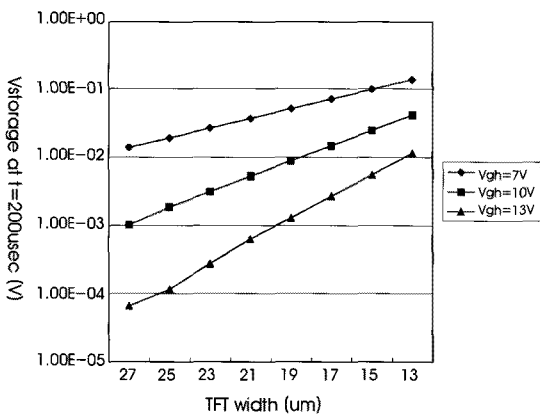


그림 7. 200usec에서 Cst의 전압  
 Fig. 7. Voltage of storage capacitance at 200 micro seconds

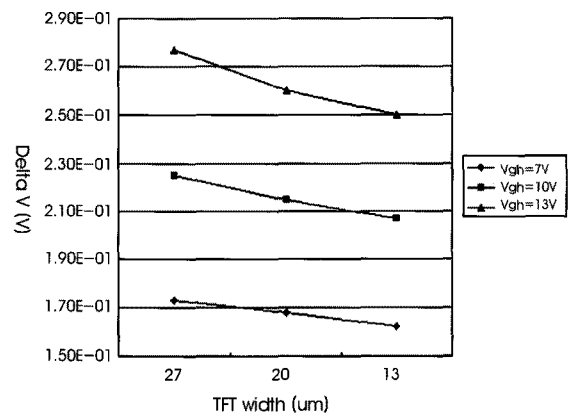


그림 8. Delta Vstorage at Vgate rising edge  
 Fig. 8. Delta Vstorage at Vgate rising edge

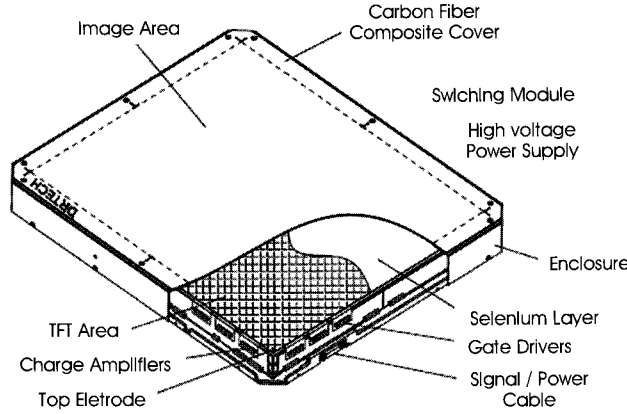


그림 9. FDXD-1417의 개요  
Fig. 9. The Schematic of FDXD-1417

로 결정하였다. 이에 따라 설계를 하면 데이터라인 정전용량은 67.7pF에서 55.0pF으로 낮아져 18.7%의 저감효과를 가져온다.

**D. 제작된 평판형 검출기**

상기와 같이 수행된 최적화 설계를 바탕으로 TFT를 사용하는 직접방식 검출기를 제작하고 FDXD-1417라 명명하였다.

그림 9와 같이 검출기는 크게 TFT 배열과 셀레늄층 및 보호막, 상부 전극과 ROIC(Readout Integrated Circuit 또는 charge amplifier)와 게이트 구동회로로 이루어진 패널과 고전압을 전극에 인가하는 고전압전원공급장치, BLU(Back Light Unit)와 이 모든 요소에 전원을 공급하는 전원 회로와 이를 제어하는 제어 회로로 이루어진다. 그 외에는 회로 및 기구를 지지하고 보호하는 기구류 등이 있다. 이 때 센서부의 치수는 표 1과 같다.

**E. 임상시험**

**1) 시험방법**

FDXD-1417을 평가하기 위하여 임상시험을 수행하였으며 센서의 사양이 비슷한 상용제품(EPEX, Hologic, Bedford MA, USA)과 비교평가를 실시하였다. 50쌍의 흉부X선 영상이 각각 FDXD-1417과 상용제품을 사용하여 얻어졌으며 조사조건은 같도록 맞추었다. 검출기와 X선원과의 거리는 180cm를 유지하였으

며 120kVp의 관전압을 사용하였다. 4명의 영상의학과 전문의가 평가에 참여하였으며 2개의 판독용 모니터에 한 환자에게서 얻어진 2개의 영상을 각각 띄워 놓고 평가하였다. 이 때 환자의 ID는 알려지지 않으며 환자에게서 나온 영상은 A와 B로 라벨을 붙이고 어느 검출기로부터 나온 영상인지 알 수 없도록 하였다.

한 쌍의 X선영상에 대한 각각의 해부학적 특징들에 대하여 영상의학과 전문의들은 A모니터와 B모니터를 비교하여 두 영상이 진단상으로 동등한지를 판단하였고, 두 영상이 진단상으로 동등하지 않다면 어떤 쪽이 약간 좋은지 매우 좋은지 지정하였다. 각각의 특정 해부학적인 부위 별로 0점에서 2점까지 점수를 매겼으며 이 점수는 0점일 경우 A 영상과 B 영상이 동등할 경우이고 1점의 경우 A 또는 B 중에 한 쪽의 영상이 약간 좋은 경우이고 2점의 경우 한 쪽의 영상이 매우 좋은 경우를 의미한다. 총점은 각각의 해부학적 요소 별로 받은 점수를 합한 것을 의미한다.

PA(Posterior-anterior view) 영상에서는 아래의 해부학적인 요소들이 평가되었다.

- ① Trachea
- ② Canina
- ③ Main bronchi
- ④ Costopleural border
- ⑤ Azygoesophageal recess
- ⑥ Paraspinal strip
- ⑦ Peripheral pulmonary vasculature
- ⑧ Hilum
- ⑨ Mediastinum
- ⑩ Soft tissue
- ⑪ Bones
- ⑫ Overall appearance.

**2) 시험결과**

그림 10에서와 같이 11개의 해부학적 요소들의 비교시험결과

표 1. 검출기의 치수  
Table 1. Detector Dimensions

Element	Specification	Unit
Detector Panel	482(W) x 403(L) x 35(H)	mm <sup>3</sup>
Detecting area	344 (H) X 430 (V)	mm <sup>2</sup>
Pixel pitch	168 (H) X 168 (V)	μm <sup>2</sup>
Pixel number	2048(H) X 2560(V)	N/A
Fill factor	83	%

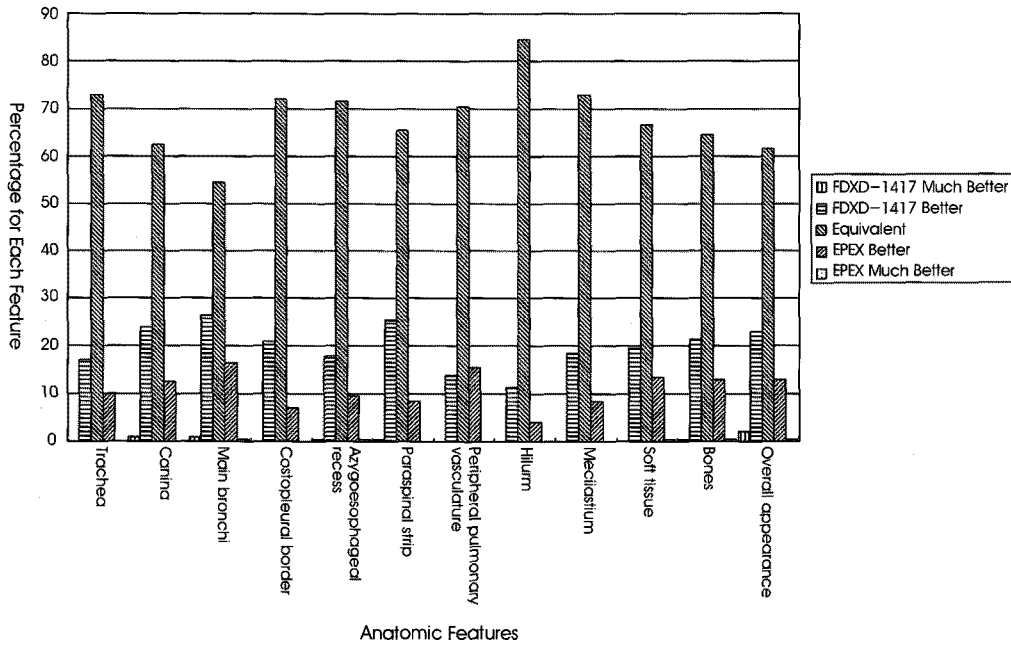


그림 10. 해부학적 요소 별 평가 결과  
 Fig. 10. The results of the evaluations about each anatomical features

FDXD-1417의 성능이 근소하게 상용시스템 보다 좋다는 결과가 나왔다. 단 예외는 Peripheral pulmonary vasculature으로 거의 동등한 수준의 결과가 나왔다.

그림 11에서와 같이 4명의 전문의에 의한 50명의 환자에 대한 흉부X선 영상 평가에 의하면 FDXD-1417의 영상이 0.5%는 “much better”의 등급을 받았으며 20.0%는 “better”의 등급을 받았다. 68.3%는 “Equivalent”하다는 등급을 받아 총 88.8%는 흉부 X선 영상에서 FDXD-1417이 상용제품보다 동등하거나 더 좋은 것으로 나타났다.

표2로부터 Unpaired t-test의 경우에서 두 모집단의 분산이 같다

고 가정하면 다음의 식으로

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{s^2 \left( \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right)}} \tag{1}$$

$$s^2 = \frac{\sum_{j=1}^{n_1} (x_j - \bar{x}_1)^2 + \sum_{i=1}^{n_2} (x_i - \bar{x}_2)^2}{n_1 + n_2 - 2} \tag{2}$$

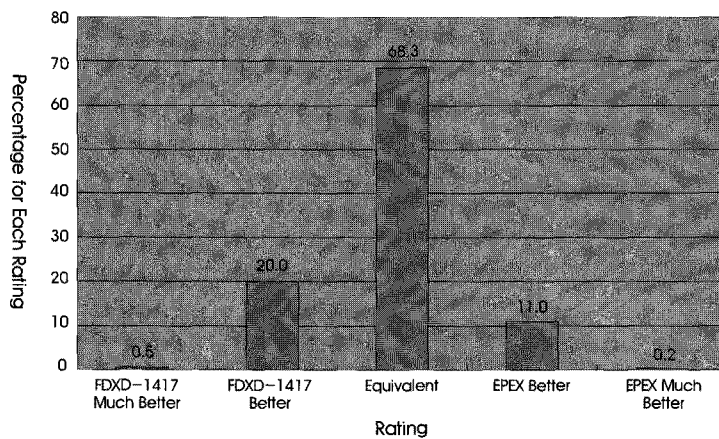


그림 11. 평가결과에 대한 비율  
 Fig. 11. Percentage for each rating

표 2. 4 관찰자 전체 평균 및 총점

Table 2. Mean and total scores for total 4 observers

	DRTECH	HOLOGIC	T-value	confidence level (P)
Total	497	273		
평균	2.485	1.365	2.358	<0.001
표준편차	2.552	2.183		

$n_1 = n_2 = 50$ 이고  $\bar{x}_1 = 2.485$ ,  $\bar{x}_2 = 1.365$ 이므로

$$s^2 = \frac{s_1^2(n_1 - 1) + s_2^2(n_2 - 1)}{n_1 + n_2 - 2} = \frac{2.552^2 + 2.183^2}{2} = 5.639 \quad (3)$$

을 구할 수 있다.

구한 분산을 eq. 1에 대입하면  $t = 2.358$ 값을 구할 수 있다.

이 때 자유도  $n_1 + n_2 - 2 = 98$ 이므로 p-값은 t분포표로부터

$$P_r[|T(v)| > |t|] = P_r[T(98) > 2.358] < 0.001 \quad (4)$$

임을 알 수 있다.

표2는 4명의 전문의의 전체 합계 점수 및 신뢰도를 보여주는 표로  $P < 0.001$ 로 통계적으로 의미 있는 데이터임을 보여준다.

### III. 토의 및 결론

이 논문에서는 기존의 유기절연막을 사용하여 일반적인 TFT-LCD 공장에서 적용하기 힘들었던 직접방식 TFT의 단점을 보완한 TFT구조를 제안하였다. 또한 이에 대한 시뮬레이션을 실시하여 데이터배선 정전용량을 줄이기 위하여 TFT의 width를 낮추어도 게이트 구동전압을 조정하여 축전정전용량의 방전에는 문제가 없을 수 있음을 증명하였다. 이에 제안된 TFT의 단점인 데이터 라인 용량의 증가를 최소한으로 하고 기존 LCD에 적용하던 TFT를 사용했을 때보다 18.7%의 데이터 라인 용량 저감효과를

보이면서 같은 출력 결과를 내는 설계를 적용하였다.

TFT의 제작은 국내의 모 기업에서 이루어졌으며 이에 대한 효율성을 증명하기 위하여 이 제작된 TFT를 적용한 최초의 제품인 FDXD-1417에 대한 임상시험을 실시하여 기존의 유기 절연막이 채용된 TFT를 채용하고 있는 상용시스템과 비교평가를 실시하여 Chest PA영상에 대하여 Peripheral pulmonary vasculature만 동등하게 나왔을 뿐 전반적으로 더 좋다는 평가를 받았다. 총점으로 보았을 때에 20%가 "Better", 0.5%가 "Much better"의 평가를 받았다.

그러나 평가가 Chest PA에 국한된 것이므로 다른 부위에 대한 평가도 필요하며 검출기 자체에 대한 기술적인 평가를 병행해야 한다. 또한 연구자의 실험환경에서는 자체 TFT 실험시설을 갖추고 있지 못하는 한계 때문에 TFT의 오프 전류를 제한하기 위한 더 이상의 실험을 진행할 수 없었기 때문에 기존의 TFT 생산과정에서 발생할 수 있는 오프전류의 변동량에 따른 불량을 억제하는 것은 실제적으로 어려워 보인다.

이 연구는 TFT 기반의 직접방식 X-선 검출기를 개발함에 있어서 기존의 TFT 생산시설들을 활용함으로써 추가적인 시설투자나 변경 없이도 용이하게 개발과 생산을 가능하게 하는 기술의 기반을 마련했다는 의미가 있다.

이 연구에서 제안된 기술을 바탕으로 향후 평판형 X-선 검출기의 양산화 및 생산비용 저감화가 이루어 질 수 있을 것으로 기대된다.

### 참고문헌

- [1] D. L. Lee, L. K. Cheung, L.S. Jeromin, "A New Digital Detector for Projection Radiology," *Medical Imaging: Proc. SPIE* 2432, pp. 237-249, 1995.
- [2] W. Zhao, J. Law, D. Waechter, Z. Huang, J. A. Rowlands, "Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Detectors with high voltage protection", *Med. Physics*. 25(4), April 1998, 539-549.
- [3] Z.S Huang, G. De Crescenzo, J.A. Rowlands, "Signal and Noise Analysis Using Transmission Line Model for Larger Area Flat-Panel X-ray Imaging Sensors", *Proc. Of SPIE* Vol 3659, Medical Imaging, 1999, pp76-89.