

인체 진단용 방사선 센서의 기술 개발 동향

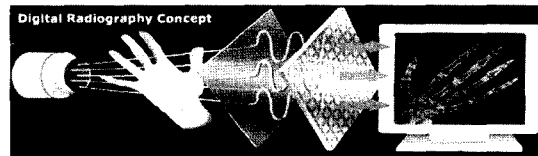
남상희 (인제대학교)

1. 서론

질병의 진단을 위해서 실제 인체의 내부를 해부하지 않고도 내부구조를 관찰하고자 하는 욕망은 1895년 10월 독일의 물리학자 뢰트겐이 X-선을 발견함으로써 실현되었다. X-선 발생장치를 이용한 질병의 진단은 그 원시적인 사용에서부터 줄곧 발전하여, 100여 년이 지난 지금은 질병의 진단과 치료에 있어서 핵심적인 역할을 수행하게 되었다. 1973년의 Hounsfield가 전산화 단층촬영기(Computed Tomographic Scanner)를 개발함으로써 컴퓨터가 본격적으로 의료영상에 응용되기 시작하였고 디지털영상이 구현되기에 이르렀다.

같은 해, Lauterbur와 Damadian은 NMR (Nuclear Magnetic Resonance)를 개발하였고, 1979년에는 Mistretta가 디지털 투시술(Digital Fluoroscopy)을 개발함으로써 의료영상의 분야가 현재의 모습을 갖추게 되었다. 진단방사선학 및 치료방사선학으로 크게 구분되는 현대 방사선의학의 응용 분야는 일반 X선 촬영장치를 비롯하여 1970년으로부터 최근의 30년이 지나는 동안 전산화 단층촬영장치(CT), 자기공명영상

장치(MRI), 양전자단층촬영장치(PET) 등으로 발전하였다. 기존의 X-선 발생 장치와 필름을 매개체로 하는 일반X-선 영상은 아날로그 영상으로 분류되면서 아직까지도 전체 의료영상촬영의 약 70%를 차지할 만큼 여전히 임상의학의 영상진단법의 주류를 이루고 있다. 그러나 기존의 X선 촬영장치의 일반적인 필름/스크린방식에 의한 촬영은 매년 증가하는 필름의 보관 및 관리 그리고 기존 데이터를 활용할 때 많은 문제점들이 제기되기 시작했다. 즉 첫째, 필름 보관에 있어서 5년의 법정기간을 준수하여야 하는데, 대학 부속 병원급의 종합병원의 경우 하루 촬영필름 수량은 1500-2000장 정도이므로 1년 추산량은 70만장정도의 엄청난 부피이며 이런 많은 양의 필름을 보관하고 관리하기 위하여서는 각 병원에서 추가적으로 창고료를 지급하고 병원외부의 공간을 빌려서 보관 및 관리를 해야 하는 형편이



〈그림 1〉 Digital X-ray 영상 센서

므로 이에 따르는 보관공간비용에 따르는 문제점을 낳았다. 둘째, 이러한 보관 관리의 어려움은 특수 질병 케이스에 대한 필름 검색의 어려움을 낳고, 또한 필름자체의 이동범위를 제한하며, 필름분실로 인한 재촬영율을 높인다. 셋째, 필름의 현상과정에 따른 화학폐기물의 발생으로 이차적 환경오염과 넷째, 현상시간의 지연으로 응급대응이 곤란하며 마지막으로, 병원전산화(HIS) 및 의료영상전송시스템(PACS) 구현을 위한 디지털화에 커다란 장애요인이 된다는 점이다. 이러한 제반의 문제점들의 해결을 위하여 많은 양의 필름을 컴퓨터 등의 전산정보장비를 이용하여 보관 장소를 축소시키고, DB(DataBase) 프로그램을 사용하여 데이터의 관리와 검색 및 전달의 편리함을 도모하고자 필름의 디지털화를 위한 연구를 진행하고 있다. 이러한 제반적 기술, 즉 기존의 X-선 영상을 디지털화 하는 기술을 디지털방사선(Digital Radiography; 이하 DR)이라 정의할 수 있다. 다시 말하면 X선에 의한 영상신호를 전기적인 신호로 데이터를 획득하고, 컴퓨터로 영상을 처리하여 화상을 구성하는 기술이라고 할 수 있다.

<그림1>에 나타난 대로 X-선의 변환과정과 전기적 검출과정, 그리고 영상의 구성 및 display 과정을 거치게 되며 이 모든 과정이 On-line으로서 거의 실시간으로 이루어지게 되는 것이다.

디지털 방사선은 Digital X-ray라고도 표현되기도 하며 DR의 범주에서 Film scanner를 이용한 필름의 디지털화는 제외시키며 순수한 Non-film 방식만을 의미한다. 의료영상의 획득과 전송, 진단과정에서 필름을 대체시킬 만한 다양한 기술들이 시도되어 왔으며 그 결과들이 현 DR 기술의 근간을 이루고 있다. 이러한 기술들의 핵

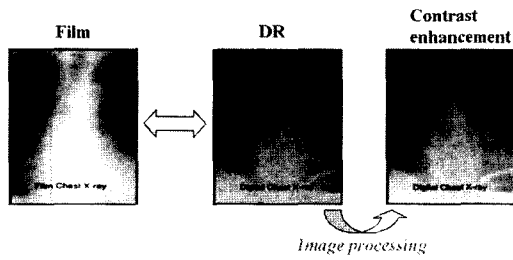
심은 높은 해상력과 우수한 검출 효율에 있으며, 기존의 변환방식의 주류를 형성했던 Image intensifier보다 경량화를 요구하고 있는 추세이다. 최근 영상 센서로 이용하고 있는 영상장치는 크게 Charge Coupled Device (CCD)나 CMOS 등의 영상센서를 이용하는 방법과 평판형(Flat Panel) 방식으로 나눌 수 있다.

II. 진단용 센서의 분류

현재까지 X선 영상을 디지털화 하기 위해 여러 가지 방법들이 시도되어왔다. 이러한 방법에는 크게 Phosphor물질을 이용하여 X선을 빛으로 변환한 다음 그것을 다시 전기적 신호로 검출하는 방법과 X선에 의해 발생하는 전하를 직접 검출하는 두 가지 방법으로 크게 나눌 수 있으며 자세한 내용은 다음과 같다.

1. CCD/CMOS를 이용한 변환 방식

CCD/CMOS의 경우 Radiation에 대한 Damage에 약한 것으로 알려져 있다. 또한 불가시상의 방사선 영상 정보를 직접 전기적 신호로 변환하기 위한 기술적인 어려움으로 인해 Phosphor screen 이나 Crystal scintillator를 이용하여 방사선을 가시광으로 변환한 후 영상정보를 획득한다. 따라서 방사선 영상을 직접 변환하는 방식보다 변환 효율이 다소 떨어지는 것으로 보고되고 있으며, 영상을 획득하는 시스템에 따라 기하학적인 왜곡현상이 나타나는 것으로 알려져 있다. 또한 Image sensor를 제작할 수 있는 크기의 한계로 인하여 영상을 Focusing 또는 Scanning 하거나 여러 개의 Cell을 Tilling하는 방식을 이용하여 영상 정보를 수집한다.



〈그림 2〉 Digital Radiography 장점

가) CCD(CMOS)/LENS System

현재 비파괴 검사분야 등 미세 구조를 영상화하기 위해 이용되는 대표적인 방식으로 구성하는 광학 System에 따라 Micro-order의 Structure imaging으로부터 Large area image를 획득할 수 있는 방식이다. 전체적인 영상 시스템은 Object를 투과한 방사선을 Phosphor를 이용하여 가시광으로 변환한 후 Lens를 이용하여 영상을 Focusing한다. 이러한 방식의 경우 낮은 광 수집효율로 인하여 Object로 많은 양의 Radiation이 조사되어야 한다. 또한 Lens system에서 불가피하게 발생하는 수차(Aberration)로 인해 영상의 왜곡현상(Image distortion)이 나타날 수 있다. 이러한 왜곡 현상은 비구면 렌즈(Aspheric lens)를 이용함으로써 다소 줄일 수는 있으나 궁극적으로 광학계에서 발생하는 이러한 왜곡은 완전히 해소할 수 없는 것으로 보고되어지고 있으며, 렌즈를 이용한 방식에서 기하학적인 왜곡은 주로 Image processing으로 처리하고 있다.

나) CCD(CMOS)/Fiber-Optic System

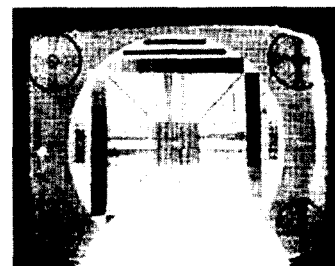
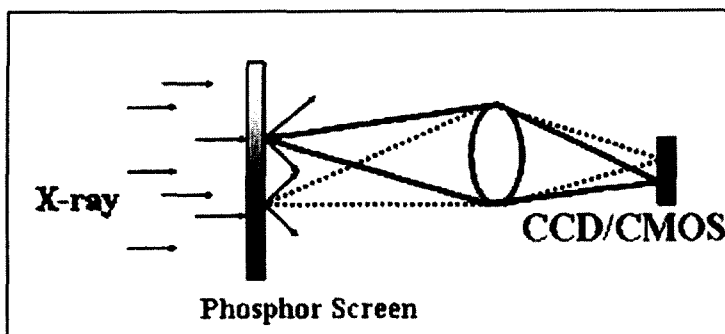
CCD(CMOS) sensor의 제조 크기의 한계로 인하여 고안된 방식으로서 Object 크기의 Crystal scintillator plate에 Optic fiber 다발을 결

합하여 각각의 Image cell에 영상 정보를 전달하는 방식이다. 이러한 System은 제작 과정 자체가 까다로운 대신 방사선을 가시광으로 변환하는 과정에서 나타날 수 있는 Blurring effect를 줄일 수 있다는 장점을 가지며, 따라서 고해상도의 영상을 획득하는데 주로 이용되고 있다. 이러한 장점에도 불구하고, Optic fiber 다발에서 전달되는 가시광의 경로 차이(Path)에 따라 Sensitivity 차이가 발생하는 것으로 보고 되고 있다.

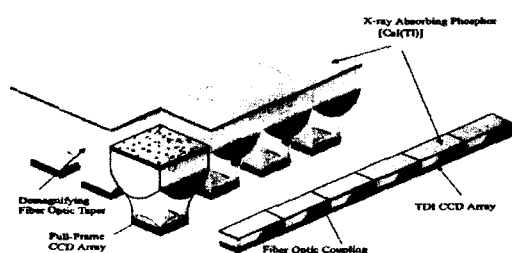
2. Computed Radiography 방식

CCD가 phosphor를 변환물질로 사용하는 것에 반해서 이 방식은 Stimulable phosphors를 사용한다. <그림 5>를 보면 일반적인 Screen-film 방식에서는 X-선의 조사와 동시에 발생하는 형광을 이용하지만, Stimulable phosphors의 특징은 X-선 조사가 있는 뒤 레이저와 같은 2차적인 에너지를 가했을 때 발생하는 신호를 이용한다. 즉 X-선 에너지가 물질 내부에서 Trap의 형식으로 저장되어 있으면서 외부의 빛을 쬐어야만 비로소 빛을 내며 이를 광증배관(Photo multiplier tube)을 이용하여 검출하는 방식이다. 이때 이용하는 광원은 서로 파장이 다른 빛들이므로 외부의 자극 빛과 발생하는 빛의 간섭에 의한 영상의 저하는 일어나지 않는다.

Stimulable phosphors란 필름-스크린 방식에서 증감지로 사용되는 Phosphor가 X선을 흡수하여 발광하는 과정은 X선 조사와 동시에 발생한다. 그러나 순간적인 발광은 전체적인 방사선 영상을 구현하는 시간에 비해 훨씬 빠르므로 영상을 만들어내기 위해서는 그 속도를 지연시킬 필요성을 가지게 된다. Stimulable phosphor를 사용하는 것은 X-선 에너지를 흡수한 부분에서



〈그림 3〉 CCD(CMOS)/Lens System



〈그림 4〉 CCD(CMOS)/Fiber-Optic System

Trap에 의해 그 에너지를 저장하여 외부에서 레이저와 같은 다른 Light source에 의해 2차적인 에너지가 가해지기 전까지는 방출되지 않도록 하는 것이 목적이다. 우선 Stimul able phosphors로 제작된 Image plate상에서 X선 촬영을 수행한다. 이때, Image plate는 영상정보에 관한 에너지를 축적하고 있다. 다음으로 Image plate에 레이저 빔을 주사하여 발생하는 빛을 디지털 신호로 변환하고 그것을 영상처리하여 다시 레이저 빔으로 필름에 주사하여 기록한다.

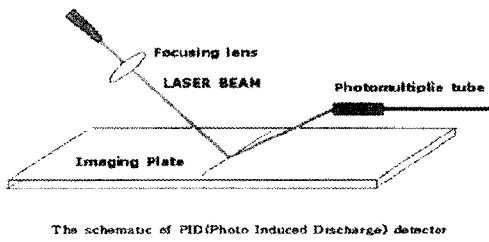
3. Flat panel 방식

Flat panel 방식은 차세대 방사선 변환 센서 기술로 최근 가장 주목받고 있는 기술이다. 이

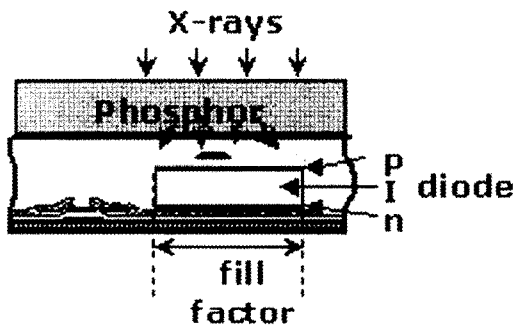
는 Display 장치로 개발 중인 a-Si:H TFT LCD 기술을 Detector에 적용시킨 것으로써 외국의 경우 1990년대부터 활발한 연구가 진행되어 왔다. 최근에는 실시간 영상 장치와 3차원 Image를 위한 CT detector로 적용이 연구 중이다. Flat panel을 이용한 방식에는 방사선을 영상신호로 변환하는 과정의 차이에 따라 크게 간접변환방식, 직접변환방식으로 나눌 수 있다. Flat panel 방식의 영상장치 구성은 Image receptor와 Data readout device로 나눌 수 있다. Image receptor의 경우 방사선 강도에 비례한 전기적 신호를 생성하여야 하기 때문에 높은 에너지 변환 효율(High conversion efficiency)과 낮은 전하 생성 에너지(Low work function)를 가지는 물질을 이용하여야 한다. Data readout device는 각 화소 내에 발생된 전기적 신호를 저장하고 검출하는 역할을 하며, 이를 위해서는 높은 Fill factor, 높은 SNR, 고속 스위칭을 통한 빠른 영상획득이 구현되어야 한다.

가) Indirect Conversion System

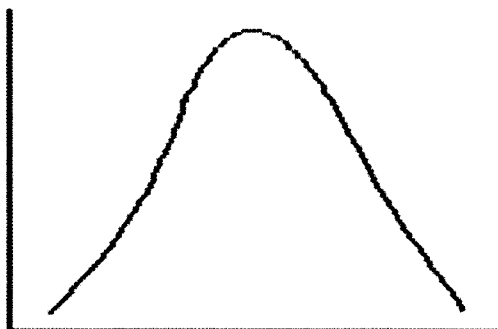
간접변환방식 System은 Phosphor /Silicon photo diode/TFT로 구성된다. 여기서 Phosphor는 입사되는 방사선을 가시광선으로



<그림 5> Computed Radiography System



<그림 6> Indirect System



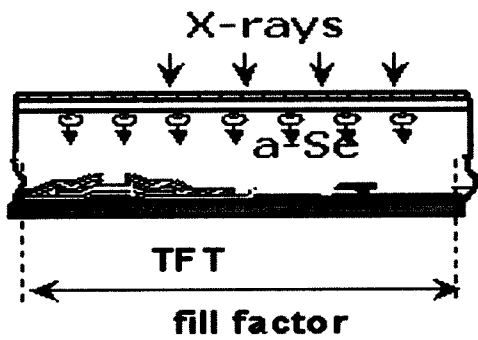
<그림 7> Signal profile

변환시키는 역할을 하며, 물질은 주로 CsI(Cesium iodide)가 이용되고 있다. 방사선이 가시광으로 변환되면 PIN 구조의 Photo diode에 의해 전기적 신호로 변환되며, TFT(Switching device)에 의해 각 Pixel이 순차적으로 Readout 된다. 간접변환 방식의 경우 양

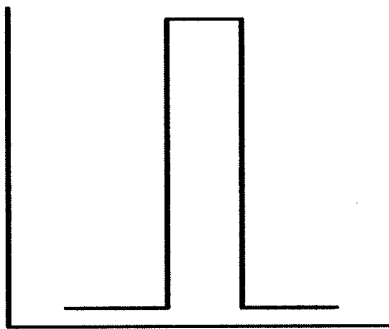
자검출효율 (Detective quantum efficiency)이 우수한 것으로 보고 되어지고 있으며 직접방식에 비해 상대적으로 낮은 인가전압으로 System의 안정성이 우수하다는 평가를 받고 있는 대신, 구조적으로 낮은 Fill factor에 의해 영상신호를 받아들이는 면적이 적고 또한 Phosphor에 의한 Blurring effect로 인하여 Point source의 Signal profile은 다소 떨어져 커브를 그리며, 결과적으로 Image sharpness가 떨어지는 것으로 보고 되어지고 있다.

나) Direct Conversion System

직접변환 방식 System은 Photo-conductor /Storage capacitor/TFT로 구성된다. Photoconductor는 입사되는 X-ray를 가시광으로 변환하여 검출하는 간접방식과는 달리 X-ray를 전기적인 신호로 바로 변환한다. 따라서 높은 Sensitivity와 낮은 누설전류(Dark current)를 가진다. 직접변환방식에 이용되는 물질로는 a-Se, CdTe, CdZnTe, PbI₂, HgI₂ 등이 있으며, 낮은 Work function과 높은 Energy conversion efficiency를 가지는 물질을 연구 중이다. Photoconductor에서 변환된 전기적 신호는 인가되는 전장에 따라 이동하여 Storage capacitor에 저장되며 Switching device인 TFT에 의해 각 Pixel이 순차적으로 Readout된다. 직접변환 방식은 인가된 전장에 따라 영상 신호가 이동하므로 이론적으로 원자단위의 Resolution을 가질 수 있다는 장점이 있다. 따라서 Signal profile은 정확한 Edge를 그리며, Detector 구조상의 간접방식과 비교할 때 우수한 Fill factor를 가질 수 있다는 장점이 있다. 그러나 신호획득을 위한 높은 인가전압(~수 kV)이 개선되어야 할 문제점으로 지적되고 있다.



〈그림 8〉 Direct System

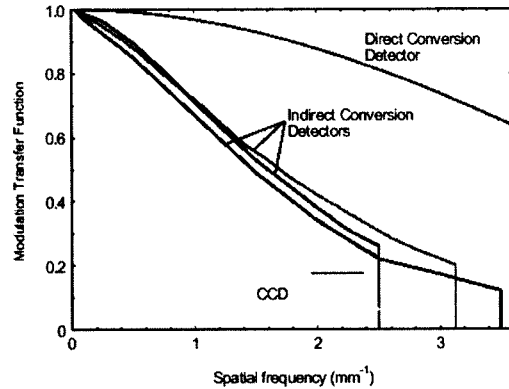


〈그림 9〉 Signal Profile

III. 방사선 변환 센서 기술의 전망

앞서 살펴본 여러 방사선 변환 방식의 변조전달함수(MTF)를 <그림10>에 나타내었다. 그림에서 알 수 있듯이 직접변환방식 Detector의 Imaging performance가 가장 우수하다. 차세대 방사선 변환센서는 High resolution과 High sensitivity를 요구하고 있으며, 실시간 Imaging 기술, 미세 구조를 3차원으로 재구성하여 검출하는데 용이한 기술을 요구하고 있다.

방사선 변환 센서 기술은 현미경을 대신하는 미세구조 관찰에서부터 대면적의 각종 검사장비에 이르기까지 여러 분야에서 이용되는 최신



〈그림 10〉 각 System의 MTF

기술 중 하나이다. 특히 영상 장치는 전자, 전기, 센서 기술을 망라하는 기술 집약적 분야로써 부가가치가 높은 기술로 알려져 있다. 특히 국내의 경우 TFT panel 및 각종 Display 장치 제조 기술 수준의 발달로 차세대 방사선 변환 센서 기술인 Flat panel 방식으로의 적용이 유리한 조건에 있다고 할 수 있다.

참고문헌

- [1] A. Jahnke R.Matz. Signal Formation And Decay In CdTe X-Ray Detectors Under Intense Irradiation, Med. Phys. Jan.1999
- [2] A. Xiang, W. Wohlmuth, P. Fay, Et Al. Modeling Of Ingaas Msm Photodetector For Circuit -Level Simulation, M.S. Thesis, U. Illinois.
- [3] C.Haugen, S.O.Kasap, And J Rowlands. Charge Transport An d Electron-Hole-Pair Creation Ener gy In Stabilized a-Se X-Ray Photo detectors. 32(1999) 200 -207
- [4] C. E. Floyd, Jr. H. G. Chotas, And C.E.Ravin. Evalution Of A Selenium Based Digital Chest Radi ography System, SPIE Physics Of Medical

Imaging 1994;Vol.2163:110

- [5] Denny L. LEE Lawrence K. Chung, Brian Rodricks, Gregory Fpowell. Improved Imaging Performance Of A 14×17-Inch Direct Radiography System Using Se/TFT Detector. SPIE Medical Imaging, 1998;Vol. 3336:14-23
- [6] D. L. LEE, L. K. Cheung, And L. S. Jeromin A New Digital Detector For Projection Radiology, SPIE 1995;Vol. 2432:237

저자소개



남상희

1978년 영남대학교 물리학과 (학사)
 1980년 영남대학교 대학원 물리학과 (석사)
 1988년 영남대학교 대학원 물리학과 (박사)
 1991년-현재 인제대학교 의용공학과 교수
 1995년-현재 대한의용생체공학회 교육이사
 1998년-현재 식품의약품안전청 중앙약사심의위원회 심의위원

주관심분야 디지털 촬영술(Computed radiography, digital radiography, digital mammography, DSA, DF, CT), 의학물리(Medical Physics), 영상처리(Image Processing), 반도체 물리, PACS, 방사선 물리, 방사선 이론

용 어 해 설

UWB (Ultra-wideband)

수 GHz대의 초광대역을 사용하는 초고속의 무선 데이터 전송 기술. 기존 IEEE 802.11과 블루투스 등에 비해 빠른 속도 (500Mbps/1Gbps)와 저전력(휴대폰과 무선 랜의 100분의1) 특성이 있는 기술로서 근거리(평균 10~20m, 최대 100m) 공간에서 PC와 주변기기 및 가전 제품들을 초고속 무선 인터페이스로 연결하는 근거리 개인 통신망이나 건물 벽을 투시하는 벽 투시용 레이더, 고정밀도의 위치 측정, 차량 충돌 방지 장치, 지뢰 매설 탐지, 분실 방지 시스템, 신체 내부 물체 탐지 등 여러 분야에서 활용 가능하다. 다만, 전파를 이용하므로 다른 통신에 사용되는 무선 주파수와 간섭 현상을 일으킬 수 있는 문제는 있으나, 사용 주파수의 범위 제한 등의 조치로 대처할 수 있다.