특 집

디지탈 X선 촬영장치

南 尙 熙

仁濟大學校 醫用工學科

인류는 오랫동안 질병을 진단하기 위해 인체 내부구조를 들여다보고자 하는 바램을 가지고 왔다. 이러한 바램은 1895년 독일의 물리학자 W.C. Rontgen의 X-선에 의해 이루어 져 오늘에 이르기까지 이 X선 촬영은 임상의학의 영상 진단 법의 주류를 이루어 왔다. 하지만 지금까지도 최초의 X선 촬영장치의 틀에서 그다지 더 나은 발전 없이 일반적으로 가장 기본적인 필름방식에 의한 촬영이 거의 대부분을 이루고 있다. 그러나 필름 방식은 많은 문제점들이 대두되고 있다. 그 가장 큰 문제점은 방대한 양의 필름을 보관하기 위한 장소, 필름 관리등으로 야기되는 문제점들이다. 현재 국내에서는 촬영된 X선 필름의 보관년수가 5년으로 일반적인 종합병원에선 한 달에 촬영되는 3,000장 정도나 되는 X선 필름의 양을 보관하기 위해 또다른 창고를 대여해야 하는 등의 문제점들이 나타나게 되었다. 그리고 관리면에 있어서도 특별한 질병의 경우 필름을 대여하고, 지나간 환자의 필름을 찾기 위한 작업에도 많은 시간과 대여한 필름의 분실등의 문제점들이 나타났다. 그래서 이 많은 양의 필름을 컴퓨터와 같은 장비를 이용하여 적은 장소에 저장하고 그리고 DB(DataBase)같은 프로그램을 사용하여 관리와 이용의 편리함을 도모하기 위해 필름의 디지탈화를 위한 연구가 추진되었다. 그 연구로 필름 view box를 보면서 X-선 영상을 CCD 카메라와 같은 장치로 입력하여 컴퓨터로 저장하거나 또는 필름 scanner같은 장치를 이용한 디지탈작업이 가능해 졌다. 하지만 이러한 작업에도 많은 문제점이 있었다. 그것은 필름이라는 X선 촬영의 부산물이 항상 따르기 때문에 관리의 편리함과 다양한 화상작업은 할 수 있으나 여전히 필름의 저장 및 보관의 문제점은 해결 할 수 가 없었다. 그리고 디지탈화에 시간이 많이 걸리는 단점과 해상력이 떨어진다는 단점등이 대두되기 시작했다. 그래서 처음부터 필름이라는 X선 촬영의 부산물 대신 특정한 재료를 이용해 X선 선량을 직접적 detector로 읽어 들이는 디지탈화 연구가 수행되어

져 왔다. 이에 따른 디지탈 X선 촬영장치는 대표적으로 DSA(Digital Subtraction Angiography), CR(Computed Radiography), Xeroradiography, AMBER(A Scanning Multiple-Beam Equalization System for Chest Radiography), DR(Digital Radiography)등이 있다[1].

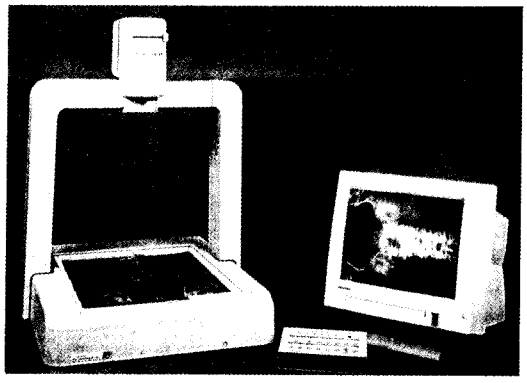
I. 간접적인 Digital X선 장치

X선 촬영에 의해 생긴 X선 필름을 그대로 이용하는 디지탈화 장치는 필름 scanner, CCD camera등이 있다. 이 장치들은 초기의 디지탈화를 위한 X선 간접 디지탈 방식의 장치들로 아직까지도 사용되고 있으며 비용이 싸다는 이점이 있다.

1. Film Scanner와 CCD Camemra 방식

필름 scanner장치를 이용한 X선 필름의 디지탈화 방식은 아주 단순한 작업을 거친다. 우선 일반적인 X선 촬영장치에 의해 생긴 필름을 필름 scanner를 이용하여 디지탈화하여 컴퓨터에 저장하는 방식이다. 그러나 방식은 아주 간단하고 편리하여 초기에는 많이 사용되었지만 scanner의 해상도 문제와 scan하는 시간이 많이 소요되는 단점때문에 근래에는 필요에 의해서만 사용되고 있다.

다음으로 CCD Camera에 의한 디지탈화 방식도



〈그림 1〉 3CCD-camera film scanner

위의 scanner방식처럼 아주 단순하다. 단지 필름 view box를 통해 필름을 그대로 두고 camera로 찍어서 컴퓨터에 저장하는 방식이다. 하지만 이 방법 역시 해상력이 크게 떨어지기 때문에 많이 사용되지 않고 있다[2].

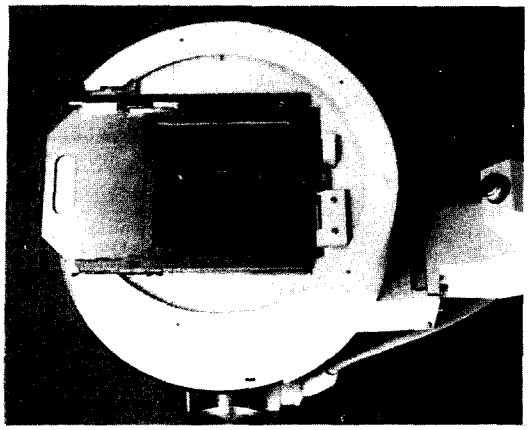
II. 직접적인 Digital X선 장치

직접적인 디지탈 X선 촬영장치는 필름이 없이 직접적으로 X선 선량을 detect하여 디지탈화 하는 장비이다. 여기에는 X선 선량을 직접적으로 읽어들이기 위해 다양한 종류의 재질을 사용한 장비들이 많은데 그중 가장 많이 쓰이는 대표적인 것들은 아래와 같다.

1. Angiography X선 촬영장치

일반적인 X선 촬영에서 얻은 X선 필름은 정지화상으로, 움직이는 혈류같은 것은 진단할 수 없었다. 이에 혈관을 촬영하기 위한 Angiography X선 촬영장치가 개발되었는데 이 Angiography X선 촬영장치는 단순한 analog영상 신호가 나오기 때문에 아주 간단한 작업으로도 디지탈화 할수 있다.

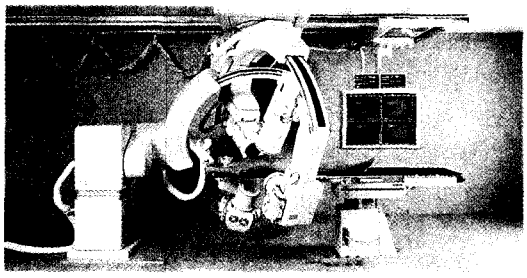
Angiography X선 촬영장치는 투시 시스템으로서 눈에 보이지 않는 X선을 인체를 투과하여 강도분포에 맞는 가시광선의 강약으로 변환시켜 모니터를 통해 직접 볼 수 있게 하는 장치이다. 이때 X선에 의해 여기 되어진 빛을 발하는 특수한 형광물질들이 이용된다. 형광물질은 반도체의 발광 물질들로 이루어진 CdS, ZnCdS, CsI을 이용하여 X선 영상을 영상 증배관(Image Intensifier)과 TV 카메라 등의 X선 TV시스템을 통해 전기신호로 변환시켜 모니터로 관찰한다. 이 영상 증배관은 진공관 형태의 광전자 emission으로 증폭가능한 PM (Photo Multiple) 튜브의 한 형태로 혈관, 혈류의 흐름을 측정할수 있는 장치이다. 하지만 단순히 analog신호를 받아내기 때문에 잡음 등에 의해서 화상이 그리 뛰어나지 못하며 미세한 혈관은 나타나지 않는다.



〈그림 2〉 Image Intensifier

2. DSA(Digital Subtraction Angiography) 장치

DSA장치는 기존의 Angiography장치를 이용한 장치로 모니터로 오는 영상신호를 ADC(Analog to Digital Converter)를 통하여 디지탈화하여 컴퓨터로 입력, 화상을 처리하는 장비이다. 물론 이 장비도 혈관촬영을 위한 장비이나 기존의 혈관 촬영 장치 보다는 더 나은 화상과 다양한 화상 기능을 가진 장비이다.



〈그림 3〉 Digital Subtraction Angiography

이 장치는 정맥에 조영제를 주입하여 조영제가 심장을 거쳐 대동맥 및 그 분자에 도달하면 혈중 농도가 저하되어 일반 X선 촬영으로는 추출할 수 없는 동맥 조영상 신호를 디지탈화하여 컴퓨터 연산처리로 재구성시켜 영상을 구할 수 있다. 이 DSA시스템은 X선 TV 시스템의 비디오 신호를 디지탈화 한 Digital Fluorography 시스템을 이용

〈그림 4〉 Digital Subtraction angiogram obtained after injected of the artery.

하여 혈관 조영을 subtraction하는 방식이다. 여기서 subtraction이란 사진 영상에서 원하지 않는 음영을 삭제하기 위한 방법으로 진단적으로 필요한 부분만을 쉽게 관찰할 수 있게 한다. 그리고 영상 데이터가 디지탈화하여 처리되기 때문에 혈류량, 속도 및 심장벽의 운동 등 여러변수를 측정할 수 있다.

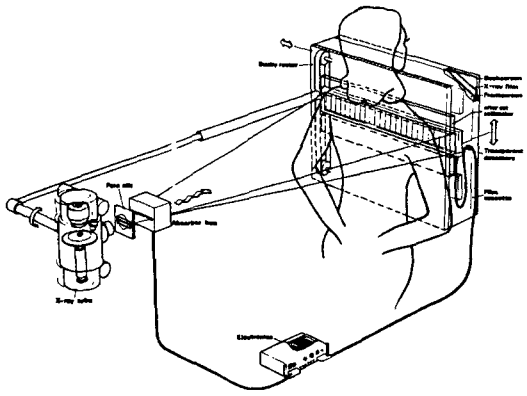
3. Xeroradiography 장치

이 장치는 X선의 전리 작용을 이용하여 X선상을 나타내는 방법으로서 비결정 셀렌 감광판을 양전자로 하전시킨 상태에서 필름과 같이 피사체 밑에 놓고 X선을 촬영하는 것이다. 따라서 필름과 암실이 필요없이 현상처리를 하게 되므로 처리하기 쉽고 촬영한 후 2~5분이면 촬영상이 나타낸다.

촬영상은 관용도와 대조도가 크며 변색이 없고 필름을 사용하지 않는 이점이 있는 반면에 감도가 저하되어 증감지를 사용하는 직접 촬영법에 비해 X선량이 많고 장치가 고가인 결점도 있다. 이 촬영법은 유방, 경부의 연조직, 이물, 종양의 촬영에 많이 이용되고 있으며 기타 환부, 복부, 뼈등에서도 대조도가 좋은 상을 나타낼 수가 있다[3].

4. AMBER(Adavanced Multiple Beam Equalization Radiography)

흉부촬영에서는 long-gray-scale contrast가 요



〈그림 5〉 Schematic diagram of AMBER system

구되므로 고전압 촬영의 관용도가 큰 필름을 사용한다. 이에 따른 필름의 대조도가 감소하기 때문에 slit-beam을 이용하며 문제점들을 해결 할 수 있다. 그러나 slit-beam을 만들기 위해서는 X선 관용량의 intensity peak capacity가 큰 X선관이 요구되어진다. 이러한 문제를 극복하기 위해서 AMBER가 만들어졌다.

AMBER 시스템은 scanning 동안에 slit-beam X선 노출을 제어하기 위한 feedback mechanism을 사용하였다. 그러나 AMBER 시스템에서는 X선 튜브의 출력 장치에 의해 이루어졌다. 다시 말해서 slit-beam을 detect하는 sensor를 1 : 1로 직각으로 동시에 작동하는 mechanism을 말한다. 이 AMBER 시스템에서의 modulator는 slit beam과 detect sensor와의 기계적인 시간을 조절하여 준다.

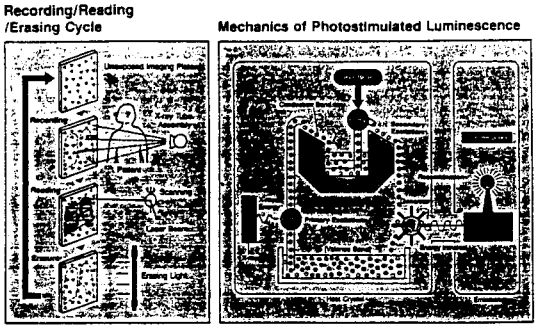
최근의 AMBER는 multiple beam에 의해 나누어진 fan beam(high peak capacity를 가진 special 튜브를 대신하여 standard X선 튜브의 사용이 가능)을 가진 X선 관전압의 출력이 더 유용하다. 그러나 일반흉부촬영장치와 비교해 보면 AMBER는 더 높은 관전압이 요구되어진다. 따라서 그것은 slit 시스템이 일반적인 촬영장치보다 더 낮은 X선 관전압을 이용하지만 gray scale에서의 균등화에서는 일반적인 촬영장치의 관전류보다 2~4배 더 필요하다[4].

〈표 1〉 Operation Characteristic of AMBER system

Operating Specifications of AMBER	
Size of field(inch)	17×14
Fan beam total area(inch)	1.6×14
No. of single beams	20
Single beam height, width(inch)	1.6, 0.8
Focus dimensions(mm)	1.2×1.7×1.2
Scanning time(sec)	0.8
Local exposure time(msec)	50
Tube loading, healthy subject, posteroanterior(PA)(HU)	16,000
Tube loading, healthy subject, lateral(HU)	25,000
Anode heat-storage capacity (HU)	300,000
Focus-screen distance(inch)	67
Focus-absorber distance(inch)	4.7
Tube voltage(kVp)	120-150
X-ray tube peak current for 0.8sec, at 150kVp(mA)	300
Aft slit collimator(inch)	1.6×14
Total detector dimensions(inch)	1.6×14
Single detector segment(inch)	1.6×0.6
Bucky grid ratio	12 : 1
Bucky grid lines(1/inch)	91

5. CR(Computed Radiography) 장치

이 시스템의 특징은 X선 필름 대신 X선 선량을 직접적으로 검출하는 image plate를 사용한다. Image plate는 고분자 재료위에 특수한 휘진성 형광체를 도포한 것이다. Image plate을 최초에 자극된 X선 정보가 물질중에 축적되었다가 2차원적인 빛에 의하여 최초의 정보가 판독되는 광휘진 발광의 형광체이다. CR에 사용되는 실용적인 형광체로는 물질중에 X선 흡수율이 높고 자극발광의 응답속도가 큰것이어야 한다. CR에서의 image plate는 storage phosphor 방식이다. 현재 Europium activated barium fluorohalide compounds가



〈그림 6〉 Mechanics of Photostimulated Luminescence Image plate of CR.

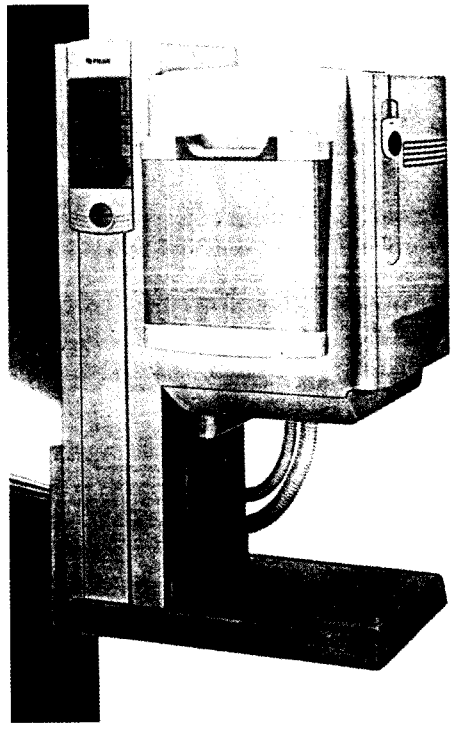
이용되고 있다. CR의 원리는 X선 조사에 의해 정보가 축적된 image plate 위를 일정한 속도로 이동하여 휘진 형광에 적합한 레이저, 즉 분해능이 우수한 레이저를 직각방향으로 조사하여 그에 산란된 광을 입력받아 X선 영상정보를 광정보로 변화시켜 디지탈화 된다.

CR의 특징은 image plate의 X선 강도에 대한 직선성이 필름에 비해서 100배 이상으로 넓다는 것이다. 그리고 image processor로 입력된 디지탈 영상 정보를 계조처리, 공간주파수처리 영상간의 가감처리 등의 진단 목적에 적합한 형태로 만들기 위해 영상판독기에서 image plate의 정보를 얻기 위해 영상으로 처리 한다. 이렇게 처리된 후의 영상은 영상기록기에서 다시 레이져를 이용하여 필름에 감광기록된다. 영상판독기에서 판독이 끝난 image plate는 소거용 광원에 의해 남아 있을 수 있는 X선 정보가 제거되어 처음상태로 돌아간다[5].

CR의 대표적인 장비는 일본 FUJI사의 FCR AC계열이다. 이 FCR은 BaFx라는 Phosphor 재료를 사용한 image plate cassette를 사용하는데 가장 큰 특징은 필름이 없는 디지탈 X선 장치라는 점이다. 해상도도 뛰어나고 디지탈화에 아주 뛰어난 특징을 보이고 있으나 그에 따른 단점도 많이 있다. 그 단점으로는 가격이 상당히 고가이고 전용 image plate cassette의 사용으로 환자처리량이 감소하고 storage phosphor방식의 단점도 함께 가지고 있다. 따라서 알갱이 모양의 잡음과 발광 잡음이 생기며 환자 처리에서 과부하에는 부적합하다.

6. DR(Digital Radiography) 장치

오래전부터 디지탈 X선 촬영장치의 개발 연구가 이루어져 왔다. 여기에는 image plate 즉 필름이 아닌 X선 선량을 측정할수 있는 다양한 재료와 방법 등에 대해서 많은 연구들이 이루어져 왔다. 지금까지 연구되어온 방식에는 photodiode sensor 방식, amorphous silicon linear sensors 방식, optical fiber amorphous silicon linear sensor, 그리고 마지막으로 amorphous selenium 방식 등이 있다. 그리고 아래의 표.2는 digital radiography 기술들의 특징을 비교한 것이다.



〈그림 7〉 FCR 9501.

1) Photodiode Sensor 방식

초기의 DR은 photodiode를 2차원 matrix로 구성하여 반도체의 특성에 의해 X선 선량을 검사하는 것이었다. 이 방법은 해상도를 높히기 위해 아

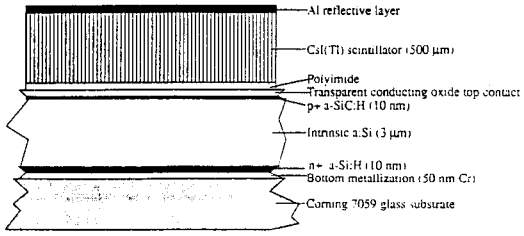
〈표 2〉 Qualitative summary of digital radiographic techniques[6].

Exposure technique	Detector system	특 징
Point(raster scan)	Rotating slit collimator and scintillation detector	▶ 높은 detect효율 ▶ 거의 완벽한 산란방지 ▶ 낮은 dose ▶ 높은 quantum noise ▶ wide dynamic range ▶ 긴 영상 획득 시간 ▶ 낮은 프레임 비율 ▶ tube-loading limitations ▶ 낮은 공간 분해능
Line scan	Collimated X-선 fan beam 1) phosphor-photodiode detector array 2) high-pressure xenon detector array	▶ 거의 완벽한 산란방지 ▶ wide dynamic range ▶ 높은 detect 효율 ▶ tube-loading 문제발생 ▶ 낮은 프레임 비율 ▶ 공간분해능의 한계
Area exposure	1) Screen film combination and film digitization 2) Image intensifier TV system (digital fluorography) 3) Photostimulable phosphor plates 4) Xeroradiography 5) Ionography	▶ X선 사용의 높은 효율성 ▶ 높은 공간 분해능 ▶ 높은 프레임 비율 ▶ 낮은 산란 방지 ▶ digital fluorography 에서의 dinamic range와 field 크기의 한계

주 정밀한 matrix array의 집적도를 가져야 한다. 결국 이러한 정밀한 집적도를 충족시키기 위한 기술과 해상도의 문제가 뒤따르게 되었다[7,8].

2) Amorphous Silicon linear sensors 방식

Amorphous silicon linear sensors는 최근 복사기의 발전으로 인하여 센서의 낮은 누설전류와 넓은 동력범위 그리고 개개의 목적을 수용할 수 있는 충분한 크기를 가질수 있게 되었다. 평면 panel 영상의 pixel 센서는 일반적으로 직접적인 검출과 간접적인 검출로 구별되어진다. 직접적인 검출은 photodiode 방식과 같다[9]. 간접적인 검출은 사용하는 array의 과도한 X선 변환에 의해 분출된 광자를 탐지하여 광학적 요소로 사용한다. 조사되어진 광학적 요소는 n-i-p나 p-i-p 형 광다이오드, schottky 불투과성 다이오드나 광트랜지스터의 형태로 취해졌다. 이러한 센서는 일반적으로 a-Si : H detection을 하거나 합금으로 구성되어진다. 평면 panel 영상은 pixel 영상표면의 전자 획득에 적합하게 연결된 각각의 pixel 센서와 그와 연결된 개폐기로부터 얻을수 있다. Cash pixel은 개폐기를 가지고 있기 때문에 이용자가 동시에 array의 pixel로부터 한 라인에 보내어져 이 array가 self



〈그림 8〉 Schematic diagram of a monolithic amorphous silicon photodiode

scanning에 의해 묘사된다[10].

이 DR방식의 X선 촬영 시스템은 센서 라인의 16개를 19mm거리로 두고 병렬로 정렬시켜 놓고 X선 영상을 포함하여 20mm안에서 스캔되어진다. 스캐닝 scale은 0.5mm이고, 추적 시간은 한 단계당 33msec에서 200msec사이에 선택되어 질 수 있다. 그리고 512×608 pixel를 가진 25.6cm×30.0cm의 전체 활동 면적이 가능했었다.11)

이 시스템의 문제를 각각의 센서의 다양한 감도를 이용해 공간적으로 균일한 X선 조사를 가지는 multi-level 강도의 눈금측정방법의 수용으로 극복되어졌다. 하지만 센서간격의 거리로 인한 해상도의 저하로 많은 의료정보의 손실을 가져왔다.

3) Optical Fiber amorphous silicon(a-Si) linear sensor 방식

일본 Hosei 대학의 Ken-ichi는 영상전송을 위하여 선형적 a-Si 영상 센서 타입을 주로 사용하였다. 여기서 a-Si 영상 센서는 대체로 256mm 길이의 line 센서를 사용하고 총 pixel은 2048개가 된다. 여기서 X선을 빛으로 바꾸는 converter를 통해 positron-sensitive detector가 0.5mm의 공간적 분석을 가진 3 decade 보다 훨씬 높은 동적 범위를 가지게 된다. a-Si 선형 센서를 가진 2-D X선 영상을 위한 positron-sensitived detecting 시스템을 optical fiber를 가진 area-line converter와 결합시킨다. 2D 영상은 section마다 square cross로 bundled된 optical plastic fibers를 통해 전달되어 fiber 말단에 도달되면 sliced된 1-D (line)형태의 a-Si 선형 센서의 표면에 부착되어져 화상정보를 읽게된다.

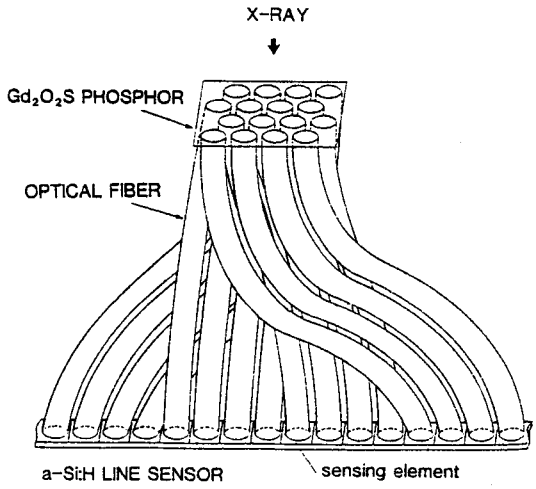
하지만 이 optical fiber방식의 문제점도 결국 해상도의 문제가 된다. 그리고 fiber 말단 부분들의 센서와 image plate와의 연결도 문제가 된다. 그것은 정확히 밀착이 되지 않기 때문에 정확한 양의 빛을 전달하는것도 문제일 뿐만아니라 fiber의 mode에도 많은 문제점을 가지고 있다[12,13,15].

4) Amorphous Selenium Detector 방식

Amorphous selenium detector방식의 DR은 새로운 방사선적 개념 검출을 통합시키는 기회를 제공한다. 그것은 모든 공간 주파수에서 높은 DQE (Detective Quantum Efficiency)를 허락하는 광전도체를 가진 phosphor를 대신한다. 그리고 먼 거리영상의 최적의 이용을 용이하게 관찰할 수 있어 teleradiography와 같은 장치들도 가능하게 되었다. 그외에도 영상저장과 복구 그리고 영상의 용해의 개선이 가능해졌고, 3-D 영상과 2-D 영상과의 비교가 용이해졌다. 그리고 진단을 위한 컴퓨터의 사용이 가능하게 되었다. 대략적인 원리는 비결정 셀렌판위의 전자들을 아주 높은 전압을 이용하여 대전시킨 후 대전된 image plate위에 X선 조사에 의한 전하 변화량을 측정하여 화상으로 나타낸다. 이 amorphous Selenium detector는 현재 amorphous Selenium를 flat-panel형식으로 사용하거나 drum-plate 형식으로 사용하여 더 높은 해상도와 질을 가진다.

① Flat-Panel Amorphous Selenium Detector 방식

Flat-panel Amorphous Selenium detector방식의 기본개념은 그림에서 알 수 있듯이 amorphous selenium panel 뒷면에 electronic readout회로를 matrix로 정렬한 다음 A/D하여 처리하는 것이다. 이 개념의 이점은 두 가지 범위에서 일반화 될 수 있다. 첫째로 self-scanned 판독 방법으로 active matrix의 사용에 기초를 두고 있다, 그것은 매우 넓은 범위의 회로를 통합하기 위한 새로운 기술이다. 셀렌판위의 전하 변화를 판독하기 위한 센서로 TFTs(Thin 필름 transistors)는 one-by-one 수평 gate의 활동에 의해 self-scanned를 하루 있다. 초당 30프레임 또는 그 이상의 판독률을 가지는



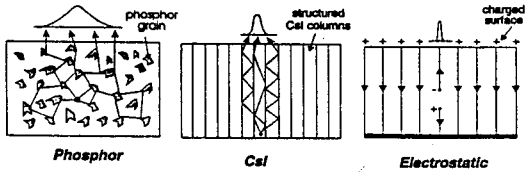
〈그림 9〉 Schematic drawing of the area-to-line converter

방사선촬영법과 형광투시법을 위해 이 두 가지 이론이 쓰인다. 둘째로 X선의 직접 detection, 다시 말하면 photoconductive amorphous Selenium과 같은 electrostatic detector를 가진 주요 X선 transducer를 phosphor로 대치하는 것이다. Phosphor screen 또는 CsI보다 electrostatic detector를 사용하는 이점은 「그림 11」에서 보여준다. Phosphor screen 빛의 측면 범위는 산란선에 의해서 해상력이 높아진다. 그러므로 흐림은 스크린의 얇기에 비례한다. 손실은 증감지의 재영상화에서 CsI층의 제어를 이용하여 줄일수 있다. Optical fiber과 image plate 사이의 불완전한 결합으로 생기는 크래킹으로 인하여 완전하지 않은 광의 channeling(가속된 입자나 이온이 원자로 등에서 매질을 투과할 때의 결정격자 사이의 투과능력)의 문제가 발생한다. 대조적으로 electrostatic detector의 X선에 의한 image plate와 sensor사이는 「그림 11」의 오른쪽에서 보여주듯이 대전된 전기장에 의해 표면에 직접적으로 유도되는 charge carriers(electrons and holes)를 검출한다. 검출된 X선 영상은 X선을 충분히 흡수하여 image plate가 두껍게 구성되어지더라도 해상도를 증가시킬수 있다[15,16,17].

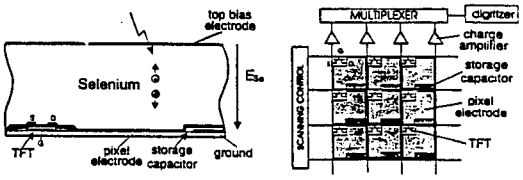
② Drum-Plate Amorphous Selenium Detector 방식

이 drum-plate 방식은 amorphous Selenium panel 대신에 drum plate으로 바꾸어 사용하는 것이다. 기본원리는 drum표면에 광도전체인 amorphous Selenium을 도포하여 drum을 회전시킨다. 그리고 이 비정질 셀렌을 대전시키기 위한 arc방전장치를 사용하여 대전정도를 1500볼트정도로 대전시킨다. 그리고 drum을 고정시킨후 X선을 조사한다. 그리고 X선 화상에 대한 정보는 앞의 panel 방식과 같은 센서를 사용하여 읽어들인다.

Amorphous Selenium의 특징은 광전도물질이므로 비정질 셀렌은 빛을 노출 되면 대전된 셀렌판은 방전되어 버린다. 그러므로 대전 되었을 때 셀렌판이 빛에 노출되지 않도록 하여야 한다. 그리고 셀렌판위에 남아있는 잠상은 빛에 노출시켜 제거시킨다. 이 장치의 특징은 drum을 사용하기 때문에 센서는 고정된 상태에서 drum의 회전에 의해 읽어 들이기 때문에 빠른 시간에 X선 화상을 읽을 수 있다. 단지 drum의 회전에 따른 기계적인 문제



〈그림 10〉 X-ray imaging flat panel self-scanned systems based on active matrix technology.



〈그림 11〉 Comparison of the physical processes involved in production of an x-ray images using a phosphor screen(left), CsI(middle) and an electrostatic detector(right).

가 발생하는 단점을 가지고 있다.

5) DR장비들의 분석

위의 DR설명에서 보듯이 아래의 표는 각 image plate들과 센서방식에 따른 차이점을 설명하고 있다. 아래의 「표 3」에서 보듯이 현재에는 amorphous Selenium을 이용한 방법이 가장 질 높은 X선 화상을 얻을 수 있다고 보고 있다. 그 이유는 amorphous Selenium이 가지고 있는 광전물질의 특징으로 인하여 직접적으로 아주 높은 해상도를 가질수 있다. 이 해상도를 높히기 위한 센서로는 TFTs가 가장 질 높은 것으로 되어 있다. 그 이유는 실시간으로 화상정보를 읽을 수 있기 때문이다. 여기서 panel방식과 drum방식에서 TFTs의 아주 큰 차이점은 panel방식에서의 TFTs의 panel을 만드는데에는 크기의 한계가 있으며 센서간의 거리의 조밀성에도 한계가 있다. 하지만 drum방식은 drum이 돌면서 그리고 센서는 고정이 되고 일정한 미세거리 정도를 센서가 움직이기 때문에 X선 화상의 크기는 얼마든지 크게 할 수 있을 뿐더러 더 빠른 시간내에 처리할수 있는 장점을 가진다.

필름에 의한 analog X선 시스템이 digital X선 시스템으로 전환된다면 영상정보를 컴퓨터에 이해 처리함으로써 영상의 질을 개선할 수 있고, 기능해석과 정량분석이 가능해져 진단의 정확성을 높일 수 있다. 또 방대한 양의 화상정보를 압축기억매체를 통하여 면적을 줄이고 노동력 감소등 필름관리에 따르는 여러문제들을 개선하루 있다. 또 통신정보시스템의 발달로 서로 다른 장소에서 영상전송 및 저장이 가능한 PACS 시스템의 발전을 앞당길수 있다.

〈표 3〉 Types of 2-D Flat-Panel imagers and Drum-plate imager.

Pixel Configuration (sensor+switch)	Pixel Pitch (μm)	Format (Pixels)	Area (㎠)
Photodiode+FET	125	640×400	8.0×5.0
	125	1536×1920	19.5×24.4
	200	192×192	3.8×3.8
	270	64×60	1.7×1.1
	450	256×240	11.5×10.8
	450	512×560	23.0×25.2
	508	512×512	26.0×26.0
	900	64×40	5.8×3.6
Schottky diode+FET	750	128×128	9.6×9.6
Phototransistor + FET		140×240	2.2×3.8
Photodiode + diode		192×96	2.3×1.2
	192×96	3.8×1.9	
	256×256	5.1×5.1	
	128×128	3.2×3.2	
a-Se + FET (panel type)		1280×1536	17.8×21.4
a-Se + FET (drum type)	200	2166×2448	43×49

참 고 문 헌

[1] 남상희, 방사선 의료 영상, 전자공학회지, 21권, 12호, 55-64, 12, 1994.

[2] Joel E. Gray, W. F. Anderson, C. C. Shaw, S. J. Shepard, L. A. Zeremba and P. P. Lin, *Multiformat video and laser cameras*, Med. Phys., Vol.20, No.2, 427-437, Mar/Apr, 1993.

[3] J. W. Boag, *Xeroradiography*, Phys. Med. Biol, Vol.18, No.1, 3-37, 1973.

[4] Hugo Vlasbloem, *AMBER : A Scanning Multiple-Beam Equalization System for chest radiography*, Radiology, Vol.169, No. 1, 29-34, 1988.

[5] Minoru Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, H. Kato, *Computed Radiography Ultilizing Scanning Laser Stimulated Luminescence*, Radiology, Vol.148, No.2, 833-838, Sep., 1983.

[6] R. M. Harrison, *Digital Radiography*, Phys. Med. Biol., Vol.33, No.7, 751-784, 1988.

[7] Ronald C. Gamble, J. D. Baldeschwieler, C. E. Giffin, *Linear position-sensitive X-ray detector incorporating a self-scanning photodiode array*, Rev. Sci. Instrum., Vol. 50, No.11, 1416-1420, Nov., 1979.

[8] N. M. Allison, *Solid-state imaging arrays for X-ray detection*, Nuclear Instruments and Methods, Vol.201, 53-64, 1982.

[9] J. S. Drewery, G. Cho, I. Fujieda, T. Jing, S. N. Kaplan, V. Pererx-Mendex and D. Wildermuth, *Amorphous silicon pixel arrays*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Vol.310, 165-170, 1991.

[10] K. Hasegawa, K. Mochiki, H. Takahashi, T. Inada, Y. Hayakawa, C. Ikeda and R. Katoh, *An amorphous silicon imaging detector with a phosphor sheet for nondestructive testing and radiography*, Nuclear Instruments and Methods in Phsics Research, Vol.310, 471-474, 1991.

[11] Koh Ichi Mochiki, K. I. Hasegawa and S. Namatame, *Amorphous silicon position-sensitive detector*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Vol.273, 640-644, 1988.

[12] Andrew D. A. Maidment, R. Fahring, and M. J. Yaffe, *Dynamic range requirements in digital mammography*, Med. Phy. Vol.20, No.6, 1621-1633, Nov/Dec, 1993.

[13] Tsuyoshi Kano, T. Takahashi, K. Okajima, K. Umetani, S. Ataka, H. Yokouchi, and Suzuki, *Laser-stimulable transparent CsI : Na film for a high quality X-ray imaging sensor*, Appl. Phys. Vol.48, No.17, 1117-1118, Apr., 1986.

[14] Ken-ichi Hasegawa, Koh-ichi Mochici, H. Takahashi, and Namatame, *Imaging system with an amorphous silicon linear sensor*, Rev. Sci. Instrum, Vol.60, No.7, 2284-2286, Jul, 1989.

[15] Wei Zhao and J. A. Rowlands, *X-ray imaging using amorphous selenium : Feasibility of a flat panel self-scanned detector for digital radiology*, Med. Phys, Vol.22, No.10, 1595-1604, Oct, 1995.

[16] Larry E. Antonuk, *Flat-panel Horizons in Digital X-Ray Imaging*, Photonics Spectra, 108-116, Jun, 1995.

[17] Kunio Doi, Ph. D, *Digital Radiography : Fundamentals and Future Potentials*, 日本 放會誌, Vol.49, No.1, 1-14, Jan, 1989.

저 자 소 개

南 尙 熙

1956年 11月 23日生
1978年 2月 영남대학교 이가대학 물리학과(학사)
1980年 2月 영남대학교 대학원 물리학과(석사)
1988年 8月 영남대학교 대학원 물리학과(박사)

1980年 2月～1990年 2月 대구보건대학 방사선과 부교수
1990年 3月～1995年 2月 인제대학교 보건대학 의용공학과 조교수
1995年 3月～현재 인제대학교 보건대학 의용공학과 부교수

주관심분야 : Digital Radiography, PACS System