

디지털 X-ray 영상진단기기의 기술 동향

허 영*

(*한국전기연구소 전기영상응용연구팀장)

1. 서론

1895년 뢰트겐에 의해서 최초로 X-ray가 발견된 이후 지난 100여년 동안 의료영상분야는 의료 분야에서 많은 공헌을 해왔다. 신체 내부의 환부를 플라스틱 필름에 출력하는 X-ray로 인해 의사와 환자 모두 진료와 치료가 편해지고, 필름이라는 정량적인 데이터로 인해 의사의 오진을 줄이는 등 X-ray로 인해 현대 의학은 놀라운 발전을 거듭해왔다. 하지만, 이런 X-ray도 아날로그의 형태 신호라는 점과 인체에 대한 방사선 피폭의 위험도, 필름 현상으로 인한 화학물질의 배출, 한 장의 필름을 보기 위해서는 기다려야 하는 점 등의 나름대로 한계와 단점을 가지고 있다.

본고에서는 지난 수십년간 의료기기의 대명사로 불리었던 아날로그 방식의 X-ray를 대체해 나가며 현재 세계 주요 메이저 의료기기 제조회사들이 주요 전략제품으로 삼고 있는 디지털 X-ray 영상진단기기(Digital Radiography; DR)에 대한 간략한 소개와 DR 시스템의 주요특성을 살펴보고자 한다.

2. DR의 원리

DR은 일반 아날로그 방식의 X-ray에서 필름을 사용하는 대신 컴퓨터 모니터를 통해서 영상을 표시할 수 있게 한 디지털 방식의 X-ray로서 현재 전 세계적으로 개발이 진행 중인 차세대 X-ray 시스템이다. 플라스틱 필름에 X-ray를 조사 하였던 기존의 방식에 비해 DR에서는 X-ray를 빔으로 바꾸어주는 신틸레이터라고 하는 물질에 X-ray를 조사한 다음, 다시 이를 전기적인 신호로 바꾸어서 영상을 획득하게 된다. 바로 이와같이 기술한 부분이 DR과 기존 아날로그 방식의 X-ray 사이에 가장 큰 차이점인 동시에 DR에

서 가장 중요한 부분이기도 하다. 현재 전 세계적으로 초보적인 단계인 DR 시스템 사업에서 성공의 관건은 기존 아날로그 방식의 X-ray 시스템에 비해서 우수성이 어느 정도 인가이며, 또 한가지는 End User인 일반 의사들에게 어느 정도의 만족감을 줄 수 있느냐는 것이다. 이를 해결하기 위해서는 기존의 아날로그 방식의 X-ray 시스템보다 더 좋은 화질의 영상을 제공해야 함은 자명한 사실이다. 이처럼 DR에서 가장 중요하고, 또 가장 문제가 되는 것이 바로 영상의 화질, 즉 해상도이다. DR에서 이를 결정하는 것은 검출기의 몫이다. DR의 전체 기능은 검출기에 달려있다고 해도 과언이 아닐 만큼 검출기의 능력이 중요하므로 현재 각 회사들은 무엇보다도 검출기의 제작에 열을 올리고 있는 실정이다. 뒤에서 다시 언급하겠지만 일반 X-ray 필름에 버금가는 화질의 검출기를 만드는 기술이 상당히 어려워 몇몇 회사를 제외하고는 대부분이 검출기를 수입해서 쓰고 있는 경우가 많다.

현재 출시되고 있는 DR 제품을 비교해 보면 명암 해상도는 최소 10 bits(1,024 grayscale) 에서 최대 16 bits(65,536 grayscale) 까지이며, 화소의 크기 또한 갈수록 작아지고 있어 앞으로는 현재보다 더 좋은 화질의 영상을 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 또한 현재의 일반 PC용 모니터로는 이러한 영상의 명암 레벨과 그 크기를 제대로 표현할 수 없고 의료영상 전용의 모니터로 나타내어야 하는 등 부가적인 관련 산업의 발전을 동시에 기대할 수 있다. 참고로 검출기의 화소수와 명암 레벨에 따른 디지털 데이터의 크기를 표 1에 나타내었다.

표 1. 화소 수와 명암 레벨에 따른 디지털 데이터 크기

계조도	512×512	2304×3200	2560×3072	2981×3021
10 bits	0.31 MB	8.79 MB	9.38 MB	10.74 MB
12 bits	0.38 MB	10.55 MB	11.25 MB	12.88 MB
14 bits	0.44 MB	12.30 MB	13.13 MB	15.03 MB
16 bits	0.5 MB	14.06 MB	15.04 MB	17.18 MB

3. 반도체 검출기

DR에서 가장 중요한 역할을 담당하는 부분이 바로 검출기이다. 이와 같은 검출기는 II (Image Intensifier) 와 CCD 방식등으로 구성되어 있었지만 최근에는 대부분의 업체에서 반도체를 이용한 방식(Flat Panel Detector)으로 개발하고 있으며 본고에서는 반도체 방식의 검출기 내용만을 다루기로 하겠다. 반도체 검출기의 간략한 구조와 데이터를 읽어내는 Readout 회로부분을 각각 그림 1과 2에 나타내었다.

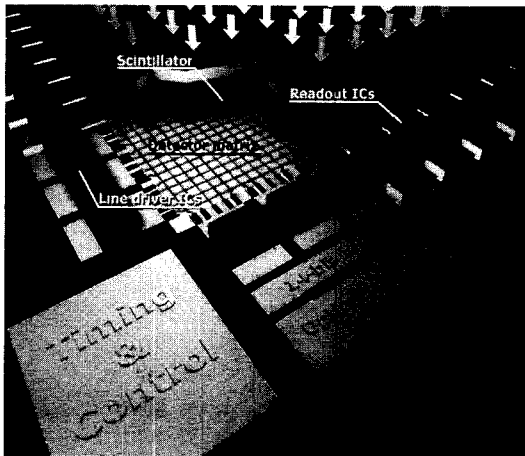


그림 1. DR 검출기의 구조

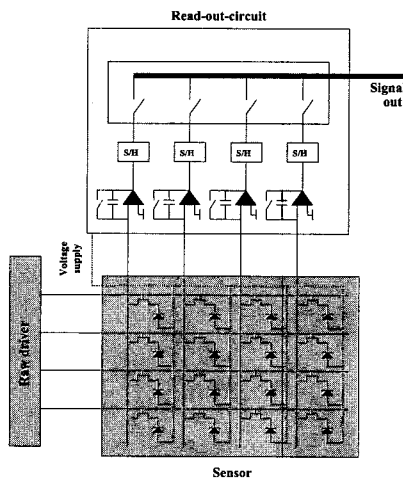


그림 2. Readout 회로

검출기는 대개 수십만~수백만 개의 화소들의 행렬구조로 이루어져 있는데, 이 각각의 화소들에 저장된 X-ray 에너지를 이용해서 디지털 영상을 만들게 되는 것이다. 그림 2의 좌측에 있는 raw driver가 한 행씩 활성화시킬 때마다

해당되는 행에 있는 수천 개의 화소들 값이 디지털 데이터로 바뀐 후, 주 제어장치로 넘어가게 된다. 검출기의 화소수와 명암 해상도에 따라서 다르겠지만 일반적으로 한 장의 영상 데이터를 보낼 때 걸리는 시간은 수ms에서 최대 약 1, 2초에 불과하다.

표 1에 나타내었듯이 구강용을 제외하고 일반 흉부 촬영용 DR 검출기의 경우 데이터의 크기는 대개 수십 MB에 달한다. 이런 대용량의 데이터를 짧은 시간 안에 전송하기 위해서 각 업체들은 고속 전송 프로토콜을 선택하기도 하고, 일부는 자사가 프로토콜을 제작하기도 한다. 이 때 주의해야 할 것은 고속으로 데이터를 전송하기 때문에 데이터의 손실이 없도록 안정성을 높여야 한다는 것이다. 데이터의 전송과정에서 에러가 발생할 경우는 X-ray를 재촬영해야 하며 최악의 경우 의사의 오진을 유도할 수도 있기 때문이다.

그림 1에서 검출기에 입사된 X-ray 에너지는 신틸레이터라는 부분을 통과하면서 빛으로 바뀌어지며 다시 amorphous silicon층, 또는 amorphous selenium층을 통해서 아날로그의 전기적 에너지로 바뀌어진다. 이런 전기적 에너지를 readout 회로에서 디지털로 변환한 후 주 제어장치로 보내게 된다.

X-ray를 빛으로 바꾸어주는 역할을 하는 신틸레이터는 대부분의 경우에 CsI(Cesium Iodide)를 사용한다. 이 신틸레이터 부분에 모아진 빛은 다시 amorphous silicon(A-Si)층, 또는 amorphous selenium(A-Se)층으로 전달되어 다시 전기적인 신호로 바뀌게 된다. 이 부분에서의 핵심은 얼마나 정밀하게, 그리고 얼마나 균일하게 증착시키느냐 하는 것이다. 실제로 이러한 기술은 고난이도를 요구하기 때문에 EG&G사의 경우처럼 이 부분을 Lanex 필름으로 대체해서 제품을 생산하는 곳도 있다. 하지만 이러한 기술은 반도체 제작 공정과 기술을 기반으로 하고 있으므로 국내에서도 반도체 관련 대기업등에서 이 분야 기술 개발에 심혈을 쏟고 있다.

외국의 dpiX사, Trixell사, Cannon사에서 사용하고 있는 A-Si방식은 대략 10년 전쯤에 개발되기 시작 하였다. A-Si 방식은 크리스탈 실리콘 웨이퍼와는 달리 디지털 영상에서 필요로 하는 대형사이즈를 만들기 위해서 대형 챔버에서 동일 제작이 가능하며, 크리스탈 실리콘 웨이퍼 CCD처럼 X-ray 방사에 의한 피해를 입을 여지는 없다. 또한 X-ray 촬영에 amorphous silicon 센서를 사용하는 것 외에 fluoroscopy나 radioscopy의 intensifier tube를 대신할 수도 있다.

Amorphous selenium 기술은 미국의 Sterling Diagnostic Imaging사에 의해서 지난 1990년 6천만 달러의 연구비와 80여명의 연구인력을 투입해 개발되었다. "Direct Radiography"라고도 불리우는 이 기술은 다른 DR들의 모든 장점을 갖고 있지만 한 가지 중요한 차이점이 있는데 바로 direct 변환 과정이라는 것으로 입사된 X-ray 에너지는 amorphous silicon처럼 빛으로 변환 없이 직접 전기적인 신호로 바뀌게 된다.

대부분 DR 시스템들은 X-ray 신호를 디지털로 바꾸는 과정에서 indirect 방식을 사용한다. 다시 말하면 X-ray 신호를 전기적인 신호로 바꾸기 전에 빛으로 먼저 변환한 다음 전기적인 신호로 변환하는 방식을 사용하고 있다. 보통 DR 영상의 화질은 모아진 신호의 profile에 의존하기 때문에 indirect 변환 방식은 영상의 선명도가 약간 저하되는 intermediate spreading profile을 만들어내게 되는데 이런 점들을 보상하는 기술들이 많이 개발되어 있기 때문에 안정화된 기술로서 대부분의 선진 기업들이 이 방식을 채택하고 있다. 반면 direct radiography는 X-ray 에너지를 직접 획득하기 때문에 영상의 화질을 저하시키는 중간단계 없이 바로 정확한 신호 profile이 생성된다. 그러나 이 방식은 반도체 검출기 양단에 동작전압으로서 수천볼트의 고전압이 인가되어야 하기 때문에 검출기 동작의 불안정성이 문제점으로 지적 되고 있다.

그리고 기존의 screen film system 방식은 3개의 층, 즉 intensifying screen, film, 그리고 intensifying screen 으로 구성되어 있으며 intensifying screen에는 형광물질이 칠해져 있다. 이 형광물질이 X-ray의 에너지를 빛으로 변환시켜준다. 이때 양면 screen에 의한 Cross-over효과로 인해 영상의 화질이 저하되는 단점이 있다. 지금까지 기술했던 DR에서 사용하고 있는 검출방식들에 대한 신호 profile을 그림 3에 나타내었다.

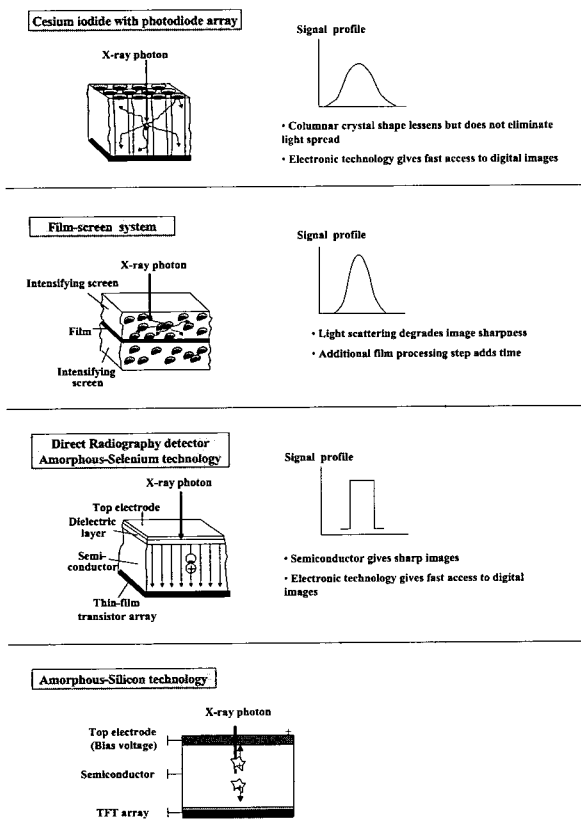


그림 3. 검출기별 신호 profile

앞에서도 언급했지만 검출기 제작에 필요한 기술은 반도체 제작 공정과 기술을 기반으로 하고 있으므로 현재 전세계적으로 DR용 검출기를 제작하고 있는 곳은 손으로 꼽을 수 있을 만큼 그리 많지 않다. 현재 생산되고 있는 DR용 검출기의 주요 성능을 제작사 별로 구분하여 표 2에 나타내었다.

이 외에도 현재 DR을 제작 하고 있는 곳은 GE Medical System, Cannon, Philips, Siemens, Swissray, DigIX사 등으로 아직 시장 진입 이전 단계로서 일부 모델들이 시험되며 판매를 시작 하고 있는 상태이다.

표 2. 각 검출기의 주요 성능

	Trixell	Direct Rad (Sterling)	dpix	EG&G (deta용)
Area (mm)	2981×3021	2560×3072	2304×3200	512×512
ADC (bit)	14	14	12	16
Frame rate (sec)	5	-	5	30
pitch (μm)	143	139	127	750
sensor type	amorphous silicon	amorphous selenium	amorphous silicon	amorphous silicon

4. 영상신호 획득

앞서 기술한 일련의 광전변환 과정을 거친 뒤 마지막으로 디지털 데이터는 영상화 작업을 수행하게 된다. 이 때 DR에서는 특수한 목적의 전처리 기능을 수행하게 된다.

그 중 몇 가지를 소개하면 첫 째로, 영상의 기하학적인 보정을 들 수 있다. 검출기는 2차원의 평면이지만 X-ray source는 1차원으로서 실제로 검출기에 들어오게 되는 X-ray는 각 화소에 수직이 아닌, 약간 비스듬한 형태로 들어오게 된다. 이때 검출기의 상단과 하단 부분은 그 각도가 크게 될 것이고, 중심부에 위치한 화소는 그 각도가 작아지게 되므로 각 화소에 모인 X-ray의 양은 정확하다고 볼 수 없다. 이러한 문제점을 보정하기 위해서 각 화소의 위치에 맞는 LookUp Table (LUT)을 정의하여 검출기에서 화소값을 읽어올 때 LUT를 거쳐 화소값을 보정해야 한다. 또한 검출기를 아무리 정밀하게 제작한다 하더라도 수십만 ~ 수백만에 이르는 각 화소들을 하나같이 동일한 특성을 갖게 제작한다는 것은 현실적으로 거의 불가능하다. 그러므로 동일한 양의 X-ray가 들어온다 하더라도 각 화소의 gain값에 따라서 저장되는 값 또한 달라지게 될 것이므로 정확히 획득된 에너지에 대한 영상화 데이터라고 볼 수 없다. 그러므로 각 화소의 gain값을 정의한 LUT가 필요하게 된다. 또한 이를 좀 더 확장해서 생각한다면 개개의 화소가 아닌 개개의 검출기로 생각할 수 있으므로 각 검출기에 따라서 기술한 두 가지의 문제점에 대한 LUT를 각각 정의해야 할 것이다. 이런 부분은 검출기 제작사에서 제공하는 것이 불

른 가장 정확하지만 실제 사용하게 될 일반 병원 등에서 DR을 사용할 때마다 주기적으로 보정하게 할 수도 있을 것이다.

두 번째로 현재 일반적으로 제작되고 있는 검출기의 크기가 일반 성인 남녀의 흉부를 촬영할 수 있을 만큼의 크기이지만 검출기의 크기보다 더 큰 피사체를 촬영하고자 할 경우엔 할 수 없이 최소한 두 번의 촬영을 하게 될 것이다. 이럴 경우 나타나는 영상은 일반 사진 촬영의 파노라마 필름처럼 일부분이 서로 겹치게 되므로 이러한 부분들을 서로 합해서 깨끗한 하나의 영상으로 만들기 위한 알고리즘도 포함되어야 할 것이다. 그 밖에 DR의 특수 목적에 맞는 알고리즘 및 전처리 기능들이 추가 되고 있는 실정이다. 이와 같이 영상화 부분에서도 검출기 기술 못지 않게 최종 화질 결정에 매우 큰 영향을 끼치므로 이에 대한 연구 분야는 계속 중요성을 더 해 가고 있다.

5. DR의 장래

DR의 장점은 일일이 열거할 수 없을 만큼 많이 있지만 그 중에서 두드러진 몇 가지 특징을 살펴보면 다음과 같다. 첫째로 DR은 일반 아날로그 방식의 X-ray 필름에 비해서 X-ray 영상을 획득하는 데 걸리는 시간이 수 초 정도로 상당히 짧다. 따라서 원하는 영상이 얻어지지 않았을 경우 그 즉시 재촬영을 할 수 있다. 또한 DR에서는 환자에 대한 X-ray 피폭량을 상당히 줄일 수가 있어 환자에 대한 방사선 위험도를 크게 낮출 수 있으며, 필름이 필요 없으므로 필름 현상에 필요한 화학적 물질의 배출, 필름의 저장 공간, 이에 따르는 인력 등을 줄일 수도 있다.

일반 대형 병원의 경우 X-ray 필름을 보관하기 위해서 지하 2층 정도의 공간을 사용하고 있는 것에 비해 DR의 경우에는 디지털 영상을 저장할 수 있는 Hard Disk (HD)만 있으면 되므로 실로 획기적인 일이라고 할 수 있겠다.

또한 필름의 현상에 필요한 화학적 공정이 필요 없으므로 현상시 발생하게 되는 여러 오염물질들의 배출 또한 자연스럽게 없어져 환경에 대해서 매우 친화적이다.

또한 의료용 네트워크인 PACS(Picture Archiving and Communication System)와 현재 버전 3.0에 대한 표준화 작업이 진행중인 의료용 네트워크 표준 프로토콜인 DICOM(Digital Imaging Communication On Medicine)을 통한 촬영영상의 전송이 가능하다. 이를 통해서 원격지 진료 및 외국 전문가의 소견도 즉시 받아볼 수 있게 된다. 따라서 이제는 큰 필름을 일일이 들고 다닐 필요 없이 마우스 클릭 몇 번만으로 언제 어디서든지 원하는 의료영상을 받아볼 수가 있으며, 필름이 필요한 경우에는 언제든지 Film digitizer로 필름을 출력할 수도 있다.

현재 DR 검출기 크기는 14×17 inch에서 17×17 inch로 점점 커지고 있는 추세인데, 그 이유로는 식생활의 개선과 생활패턴의 변화로 인해 사람들의 체격이 커져간다는 것도 하나의 이유가 될 수 있으며, 좀 더 현실적인 접근으로는

검출기 제작의 용이성 때문이기도 하다. 검출기의 크기를 17×17 inch로 만들 경우 이를 설계 및 제작할 때 4분할, 즉 8.5×8.5 inch의 크기를 가지는 4개의 검출기로 분할해서 만들 수 있기 때문이다. 그러나 4개로 분할된 검출기를 사용할 경우 생산 원가가 다소 줄어드는 장점이 있기도 하지만 검출기 경계선 부분의 영상에 대해서 영상 복원 및 합성을 해야 하기 때문에 보정 알고리즘 구현을 새로이 추가해야 하는 번거로움과 알고리즘 구현에 걸리는 시간, 그리고 생성된 영상에 대한 신뢰성 등이 약간 저하되는 단점이 있다.

일반 대형 병원에서는 하루에도 수십, 수백명이 X-ray 촬영을 한다. 표 1에서도 언급하였듯이 DR의 디지털 영상 데이터의 크기는 대개 수십 MB에 달한다. 이 정도 크기의 데이터라면 영상을 저장하기 위해서 일반 PC용 HD로는 무리이며 이에 대한 한가지 해결책으로서 영상 데이터 량의 사이즈를 압축해서 저장하게 된다.

영상 데이터를 압축할 때, 의료 영상의 특성상 데이터의 손실이 일어나지 않도록 무손실 압축을 하게 된다. 무손실 압축은 손실 압축에 비해서 압축율은 다소 떨어지지만 데이터의 손실을 막을 수 있다는 점에서 유용하게 사용된다. 또한 저장뿐만 아니라 영상 데이터의 전송시 압축을 해서 보낸다면 빠른시간 내에 신속히 영상 데이터를 주고받을 수 있을 것이다.

6. 결 론

기존 필름방식의 X-ray 영상 진단기기는 앞에서 언급 한 바와 같이 필름제작 과 필름현상, 보관 및 이동등에 매우 어려운 문제들이 대두되고 있으며 컴퓨터의 생활화로 급속히 가까운 장래에는 DR로 대체 될 것이다. DR에서는 모든 영상이 디지털 데이터로만 이루어지므로 좁게는 의사 개개인의 PC내에서, 넓게는 한 병원, 그리고 PACS 등으로 가용한 곳은 어느 곳이든지 공유할 수 있을 것이며 데이터 베이스 구축 또한 쉽게 이루어질 것이다. 데이터베이스의 구축으로 인해서 환자 관리와 통계, 환부의 자동분석 등 여러 부가적인 장점도 무시할 수 없을 것이다.

DR의 빠른 개발과 보급화로서 정량적인 데이터 제공과 정밀한 진료가 이루어져 국민 복지의 증진에 큰 도움이 되기를 바라며 국산화 개발에 따른 수입대체 및 수출증대로 우리나라의 무역역조를 크게 개선 할 것을 기대한다.

참고문헌

- [1] Diagnostic Imaging. November. 1997.
- [2] U.S. Patent. No. 5,012,096
- [3] U.S. Patent. No. 5,485,500
- [4] U.S. Patent. No. 5,550,888
- [5] W. den Boer, S. Aggas, T. Gu, Y. H. Byun, C.-B. Qiu, S. V. Thomsen, "Similarities between TFT



- Arrays for Direct-Conversion X-Ray Sensors and High-Aperture AMLCDs", pp.371~374. SID 98 DIGEST
- [6] H. Mimura, K. Sai, et.al, "A two-dimensional image sensor with a-Si:H pin diodes", Applied Surface Science, pp.521~525, 1991.
- [7] Wei Zao and J.A. Rowlands, " Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Theoretical analysis of detective quantum efficiency, Medical Physics, Vol.24, No.12, pp. 1819~1833, Dec. 1997.
- [8] John Rowlands and Safa Kasap, "Amorphous Semiconductors Usher in Digital X-Ray Imaging" ,Physics Today, pp.24~30, Nov. 1997.

저자 소개



허영(許榮)

1957년 1월 15일생. 1980년 한양대 전자통신공학과 졸업. 1985년 동 대학원 졸업(석사). 1995년 미국 University of Texas at Arlington 전기공학과 졸업(공학박사). 1983년-1987년 육군사관학교 전자공학과 전임강사. 1995년 미국 University of Texas at Arlington 전기공학과 강사, 1998년-1999년 국립 창원대학교, 경남대학교 전자공학과 겸임교수, 현재 한국전기연구소 전기영상연구팀 팀장(책임연구원).