

디지털 방사선 의료영상획득과 적용 Acquisition and Application of Digital Medical Image in Radiology

⁰남 상 희
⁰Nam Sang Hee

경남 김해시 어방동 607 인제대학교 의용공학과
Dept. of Biomedical Engineering, Inje Univ., Aang-dong, Kimhae, KyoungNam 621-749, KOREA
Tel : +82-525-20-3296. Fax : +82-525-37-1303. E-mail : nsh@bme.inje.ac.kr

Abstracts : Many radiological modalities has been applied to medicine as a basic, fundamental diagnosis and therapy recently. The prevalence of computer systems affect most images to be digitized. However, conventional X-ray film images are not digital images, eventhough they covers 70% of all radiological images. This is the hinderance of building PACS. In this paper, all radiological digital imaging parts, such as DSA, CR, MRI, SPECT, PET and Ultrasonography, were briefly introduced and the applications were described. In brief, digital radiography contribute to enhance the medical service quality. And the digital substitution of conventional X-ray film image is inevitable

Keywords : Digital, X-ray, DSA, MRI, CR, PET, SPECT, PACS

1. Introduction

의료에서의 영상 이용은 이제 가장 보편화되고, 진단에 있어서 기초적인 방법으로 사용되어지고 있다. 현재에는 치료에서도 대부분이 영상을 이용하여 치료하고 있다. 이것은 영상이 그밖의 진단 및 치료에 있어서 효율적이며 인간의 가치적인 판단을 쉽게 내릴수 있도록 도와주기 때문이다. 임상에서 사용되어지는 의료영상의 종류는 매우 다양하게 이루어져 있다. 일반적인 신체내부를 직접 개방(開腹)하여 보지않고 외부의 에너지를 조사하여 관찰하게 되는 방사선화상, 세포의 운동 및 병리적인 형태를 보기 위한 임상병리 현미경 화상, 신체의 내부를 직접보고 진단 및 치료를 하는 내시경화상등으로 크게 나눌수 있다. 이중에서도 가장 많은 비율을 차지하고 있고 고가의 장비들로 이루어져 있으며 그 종류도 매우 다양한 것이 바로 방사선의료화상이다. 방사선의료화상의 분류는 사용되어지는 장비들로 크게 나눌수 있고 이것을 분류한다면 일반적으로 필름을 이용한 conventional X-Ray film 화상, 신체의 내부를 단층으로 보기위한 X-Ray CT(computed tomography), 핵자기공명을 이용하여 3차원구성이 가능하고 해상도도 매우 높은 MRI(Magnetic Resonance Image), 신체에 방사선동위원소를 삽입하여 방사선붕괴에 따른 방사선검출을 이용한 SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography), PET(Positron Emission Tomography), 초음파를 이용하여 신체의 내부조직을 관찰하고, 특히 유파의 신체에대한 부부작용을 이용한 태아진단초음파화상인 Sonography등으로 나눌수 있다.

최근의 의료화상은 방사선화상뿐만 아니라 모든 화상의 디지털화 작업이 많이 수행되어지고 있고 이런 디지털화작업을 할 수 있는 장비들의 개발도 많이 이루어지고 있다. 특히 방사선의료화상의 디지털 작업은 아주 중요한 의미를 가지고 있다. 이것은 PACS(Picture archiving Communication System)의 실현 및 구현에 있어서 가장 필수적인 작업이기 때문이다. 하지만 방사선의료영상장비의 출력의 대부분이 디지털 영상이라고 하더라도 conventional X-ray만은 analog화상을 출력하고 있다. 이 X선 필름이 방사선화상에서 차지하고 있는 비율이 70%를 차지하고 있기 때문에 순수한 디지털 방사선화상의 실현을 위해 이 필름의 디지털화가 가장 필수적이라고 할 수 있다. 이에 본 논문은 디지털 방사선화상장비의 기본적인 원리를 이해하고 X선 필름의 디지털화상의 획득에 대한 기본적인 이론을 이해하고 디지털방사선의료화상장비의 적용에는 어떤것들이 있는지에 대하여 기술하고자 한다.

2. Kinds of Digital Medical Image in Radiology

디지털 방사선의료화상의 종류는 앞에서 언급한 것처럼 장비에 따라 구분할 수 있다. 즉 장비의 분류는 화상의 획득의 원리에 따라 나누어지게 된다. 이렇게 분류된 방사선의료화상의 종류 및 원리는 다음과 같다.

2.2 DSA(Digital Subtraction Angiograph) Image

혈관촬영을 위한 장비인 angiograph의 출력을 디지털화하여 연속적인 subtraction을 통하여 혈류의 흐름을 보고

현관의 상태를 확인하기 위한 화상이다. 그리고 이 화상은 동영상으로 많이 나타나고 있고 DSA의 진단개인 angiograph에서는 35mm 필름으로 영화촬영을 통하여 동영상으로 저장하고 있다.

DSA는 angiography의 출력을 디지털로 입력하여 처리하기 때문에 angiography에 디지털 변화과 화상처리를 위한 computer가 연결되어 있다. Angiography 장비의 기본적인 구성은 X선 튜브와 수직으로 위치한 X선 receptor로 구성되어 있다. X선 receptor는 X선에 의하여 반응하는 형광관을 설치하고 여기서 발생된 광자, 즉 영상신호를 증폭하기 위하여 영상증배관(image intensifier)을 통하여 이 신호를 CRT에 표시하는 장비이다. 최근에는 영상증배관을 통한 영상신호를 CCD-array로 직접 디지털 처리하는 장비가 대부분이다.

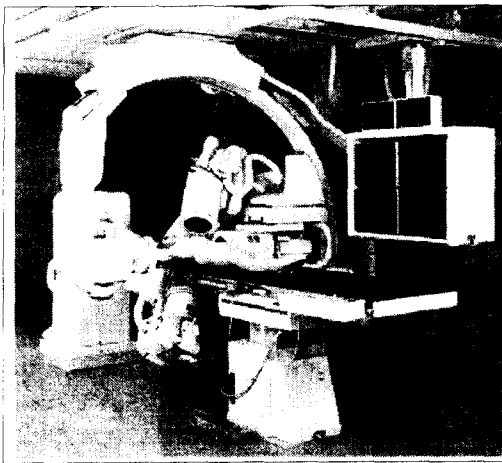


Fig. 1. Photograph of DSA

2.3 Digital X-Ray Image

Digital X-Ray Image의 의미는 방사선의료화상의 디지털 화상 나타낼 수 있으나 일반적으로 Digital Radiography라고 하여 conventional X-ray system의 디지털 처리를 의미하고 있다. 이것은 필름이 없이 디지털적으로 바로 화상을 구현함을 의미한다. 이런 DR의 연구 및 개발은 병원 전산화에 맡겨주어 연구되고 있으며 특히, 최근들어 PACS의 구현을 위해 기존 의료화상의 70%를 차지하는 일반X선 필름의 디지털 화상 거의 필수조건이 되고 있다. 이런 관점에서 볼 때 DR장비의 개발은 의료산업의 한 획을 그을수 있게 된다.

DR장비로 상품화 되어 사용하고 있는 장비는 아직 흔하지 않지만 국제적 동향으로 볼 때 인구의 개발은 빠른 시일내에 이루어질 것이며 먼저 개발하여 상품화하는 업체는 DR의 주도권을 쥐게 될것으로 보인다. 일본의 FCR, 필립스의 CR 및 Thoravision등이 그 대표적인 장비이다. 여기서 일반적인 DR의 연구동향과 CR의 화상획득의 기본원리에 대해서 다음과 같이 기술한다.

2.3.1 DR(Digital Radiography)

DR의 구성은 보통 X선 장치의 구성과 같지만 판지 필름대신에 X선에 반응하는 물질들로 이루어져 있다. 이 필름대신에 제작되어진 것을 보통 image plate(IP)라고 한다. 기존의 방식은 X선 조사후 필름을 필름현상기로 이동하여야 하는 단점을 가지고 있으나 DR은 IP를 직접 scanning하여 화상을 monitor에 display하도록 되어 있다. IP의 종류와 scanning하는 방법에 따라 DR을 구분하는 것이 일반적인 관례이다. IP는 X선에 반응하는 물질들로 일반적으로 a-Si, a-Se를 가장 많이 사용하고 있다. 이 물질들은 광도전물질들이므로 대질을 시킨후 X선에 의하여 내부에서 이온화가 이루어지게되면 어떻게 발생된 광자와 정공등의 이온으로 발생하는 전기적인 신호를 검출하여 화상을 구성하게 된다.

DR의 연구는 오래전부터 이루어져 왔는데 과거에는 diode를 2차원 matrix로 구성하여 X선 조사후 발생하는 신호를 검출하여 화상을 구현하여 왔다. a-Si:diode 방식, a-Si:diode-linear방식, a-Si:optical-fiber방식등을 가장 많이 연구하였으나 실용화에는 성공하지 못했다. 이런 연구중에서 미국의 Xerox사에서 개발한 Xeroradiography는 Xenon gas를 사용하여 X선에 의해서 발생하는 gas의 spark현상을 이용하여 a-Se IP에서 화상의 데이터를 구성하였다. 주로 고밀도를 요구하는 Mammography에서 적용되었지만 현재에는 거의 사용하지 않는다. 최근의 연구동향은 active-matrix를 이용하여 구성된 2차원 active-matrix위에 광도전물질을 도포하여 직접적으로 하부 방법과 도포된 광도전물질위에 X선에 의해 발생하는 X선 형광물질을 재 도포하여 간접적인 방법으로 나누어진 연구되어지고 있다. 부가적 방법은 자기 장단점을 가지고 있으나 아직 어느것이 더 우월성을 가지는지는 의문점으로 제시되고 있다. 하지만 직접적인 방법이 간접적인 방법에서의 광학적인 잡음을 제거할 수 있기 때문에 직접적인 방법의 화상이 더 고화질이 될 것으로 예측되고 있다.

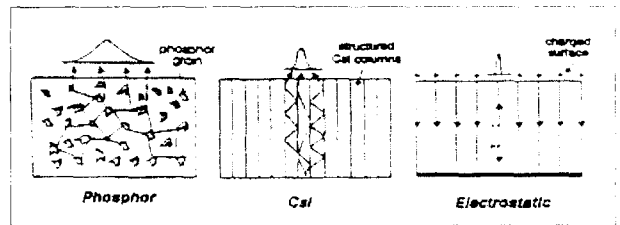


Fig. 2. The difference of digital X-ray receptor

2.3.2 CR(Computed Radiography)

CR은 이제 보편화된 장비중의 하나이지만 가격이 고가라는 이유로 아직 국내에서는 보급상태로 인식되고 있다. CR은 현재 FCR(Fuji상)이 가장 많이 사용되고 있는데 그 원리는 다음과 같다.

X선 필름대신에 IP를 이용하여 X선 선량을 IP에 저장한다. 이 IP는 고분자 재료위에 특수한 휘전상 형광체를 도포한 것인데 X선의 조사에 의해 선량에 따른 정보가

물질중에 축적되었다가 2차원적인 빛에 의하여 조기의 정보가 관측되는 광휘진 발광의 형광체이다. 이때 2차원적인 빛은 일반적으로 해상도가 높고 고휘도인 laser를 이용하여 사용되고 있다. CR에 사용되는 실용적인 형광체로는 물질중에서 X선 흡수율이 높고 자외발광 응답속도가 큰 것이어야 한다. CR의 IP는 storage phosphor 방식으로 현재 europium activated barium fluorohalide compounds 가 이용된다.

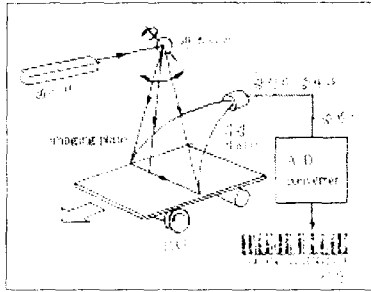


Fig. 3. Basic concept of CR

CR의 특징은 IP의 X선 강도에 대한 직선성이 필름에 비해서 100배 이상으로 넓다는 것과 image processing으로 입력된 디지털 영상정보를 게조치리, 공간주파수치리, 영상간의 가감치리등의 진단목적에 적합한 형태로 만들기 위해서 영상판독기에서 IP의 정보를 얻기 위해 영상으로 처리한다는 것이다. 하지만 단점으로 가격이 고가라는 점과 phosphor의 알갱이 잡음과 발광 잡음이 생기며 환자치리의 과부하에는 부적합한 것으로 유추되어진다.

2.4 CT(Computed Tomography) image

2.4.1 개요

CT는 computed tomography의 약자로 단층촬영을 의미하는데 특히, 의료에 있어서 CT는 X선에 의한 단층촬영을 의미한다. CT는 1970년 Godfrey Hounsfield에 의하여 처음으로 개발되었으며 현재에는 그 기능 및 특징들이 매우 개선되어 있다. CT의 기본원리는 신체의 내부조직은 밀도와 원자번호에 따라 X선을 감약시킨다. 검출된 방사선은 이 감약에 따라 여러 가지로 변한다. X선원의 이동이 끝나면 출발점으로 다시 돌아오며 X선은 회전하여 제 2이동을 시작하게 된다. 제 2이동을 하는 동안 검출기 신호는 다시 해부학적 조직에 따라 감약을 할 것이며 제 2의 검출신호가 기록된다. 이 기록된 신호들을 저장하여 인산을 거쳐 각각의 감약신호정도를 조직에 배치하여 화상을 얻는 것이 CT화상이다.

CT장비의 구성은 일반적으로 같으나 검출기의 수나 형태, 그리고 scanning하는 방법에 따라 세대로 구분하여 나타내고 있다. 각 세대에 대한 특징들과 scanning에 대한 비교표 및 그림은 다음과 같다.

TABLE 1. CT세대구분에 따른 특징

구분	검출기형태	검출기갯수	scanning운동	회전각도
1세대	이동	1-3	직선, 회전	1°
2세대	이동	5-30	직선, 회전	30°
3세대	이동	200-300	회전	180°
4세대	고정	1000	회전	360°

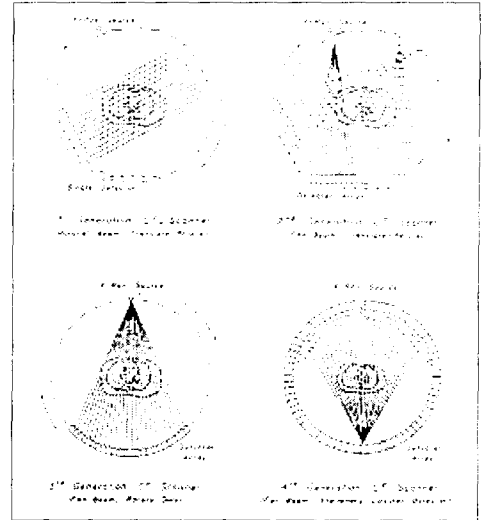


Fig. 4. Generation of CT

위의 표에서는 아직 나와 있지 않지만 최근 5세대 CT인 Ultra Fast CT는 기존의 X선관의 기계적인 회전운동으로 인한 문제점을 해결하고자 X선관의 target을 검출기와 같이 외부에 고정하여 놓고 전자총을 이용하여 전자빔을 편향하여 회전시키면서 화상을 획득한다. 이 5세대CT는 기계적인 운동이 없이 전자의 편향만을 하기 때문에 scan 시간이 매우 빠르므로 화상의 획득시간이 초당 10 - 100장으로 크게 단축되었다는 장점을 가지고 있으나 가격이 고가인 이유로 인하여 아직 국내에는 설치한 곳이 없다.

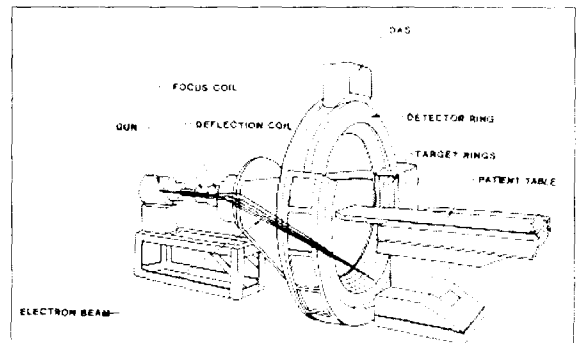


Fig. 5. Fifth generation of CT

2.5 MRI(Magnetic Resonance Image)

MRI는 핵자기공명을 이용하여 만든 화상이다. MR

영상에 이용되는 원자는 ^1H (proton)이다. 이들은 핵이 자신의 축을 중심으로 회전운동을 하며 이로 인한 자장을 갖고 있어서 이 자장을 자기(magnet) Moment라 한다.

수소 원자는 한 개의 양성자로 되어 있고 자기 모멘트를 갖는데 이것을 Spin이라 한다.

Proton은 자장을 걸어두면 자전하는 각구나 핵이처럼 세차운동(Precession)을 하며 그 회전 주기는 자장의 크기에 따라 달라지는데 Larmor 방정식에 의해 세차운동의 주파수를 결정한다.

$$F = \gamma B_0$$

γ : 회전자기비, F : Larmor Frequency

B_0 : 자장의 세기(Tesla)

자기 모멘트를 갖고 세차운동을 하고 있는 수소핵은 자장의 방향과 같은 방향으로 총 자기 모멘트를 형성하는데 이를 순 자화(Net magnetization)라 한다. 여기에 세차운동의 Larmor 진동수에 해당하는 주파수(공명 주파수 : RF Pulse)를 걸어주게 되면 Spin은 외부자장의 방향에 멀어지게 되는 쪽으로 쓰러지게 되는데 쓰러뜨린 각도에 따라 90° RF Pulse, 180° RF Pulse라고 부른다.

공명주파수의 RF Pulse에 의해 여기된 Spin들이 외부 자장에 의해 평형상태로 돌아오게 되는데 외부로부터 에너지(RF Pulse)를 흡수하여 여기된 moment가 시간이 지남에 따라 원 평형상태로 돌아가면서 Energy를 방출하는데 이 전기적 신호를 FID(Free Induction Decay)라고 한다. 이 FID를 FT(Fourier Transformation)시켜 주파수 성분별로 분석하여 image를 획득하게 된다.

2.6 RI(Radiological Isotope) Image

RI는 핵의학의 일부분으로서 방사선동위원소를 체내에 투입하여 생리적 tracer로 사용하므로써 각 기관의 시간에 따른 기능 내지 형태 등을 해석, 분석하는 것이다. 핵의학에서 사용되는 방사선동위원소는 뇌종양에 ^{67}Ga -HSA, 유방암과 자궁암에 ^{32}P , 골종양에 ^{89}Sr , 혈액질환에 ^{51}Cr , ^{59}Fe , 혈액순환에 ^{125}I -HSA, 간에 ^{125}I -rose bengal, 위장관 흡수시험에 ^{125}I -triolein등이 이용된다.

Gamma camera등의 핵의학 기기의 개발로 X선으로 묘사하기 힘들던 인체 심부의 기관을 그 기관에 선택적으로 모이는 방사선의약품을 사용하여 묘사할 수 있게 하였다. 그리고 컴퓨터의 적용으로 각종 기관의 기능 분석 및 진단이 가능하게 되어 비관혈적, 정량적진단법으로 의료 각 분야에 이용되고 있다. 이런 핵의학장비의 대표적인 장비는 SPECT와 PET이다.

2.6.1 SPECT

(Single Photon Emission Computed Tomograph)

일반적으로 임상에서 행하여지고 있는 핵의학영상인 2차원상과 더불어 scinticamera의 검출부를 채층으로 회전시켜 수집한 정보를 정보처리장치로 영상을 재구성 하므로써 3차원상을 획득할 수 있다. SPECT의 특징은 영상재구성에 의하여 채층촬영면단층상은 물론 시상면단층상, 관상면단층상등 여러방향의 단층상은 용이하게 얻을 수 있고 심부에 위치한 작은 병소의 검출과 병소의 위치, 주변장기와의 관계관정과 함께 보다 많은 양의 정보를 얻을 수 있다는 것이다.

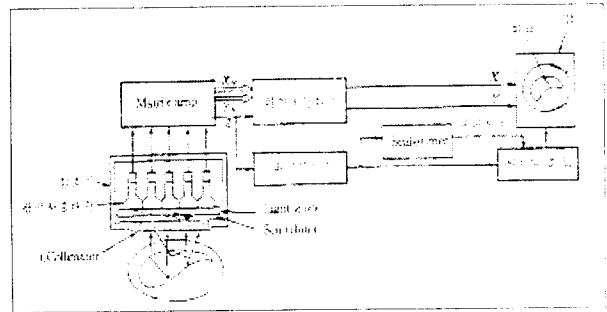


Fig. 6. Diagram of SPECT

2.6.2 PET(Positron Emission Tomograph)

원자핵이 β^+ 붕괴를 하여 방출한 양전자는 물질중에 있는 전자와 결합하여 소멸되면서, 동시에 서로 반대방향의 소멸 방사선을 방출한다. 이 현상은 질량이 에너지로 변환되는 것으로 아인슈타인의 질량-에너지 등가법칙에 의해 방출되는 에너지는 각각 0.51 MeV를 갖는다. PET는 이와같은 양전자방사체로부터 방출하는 2개의 소멸방사선을 이용하는 것이다. PET장치는 다수의 검출기를 6각형, 8각형 또는 ring상으로 배열한 것을 많이 사용하고 있다. PET의 특징은 상의 재생에 있어서 유리한 점이 있는 외에 생리학적으로 중요한 생체구성원소로 전환될 수 있는 방사성핵종은 거의가 양전자방사체라는 것이다. 따라서 인체조직의 구성물질 또는 유사물질의 RI를 이용할 수 있으므로 그 표지 화합물을 사용해서, 보다 생리학적 대사과정에 접근할수 있다는 것과 기능진단에 필요한 고감도 특성 및 기능정보를 정량적 방법으로 3차원적인 영상으로 만들 수 있다는 특징이 있다.

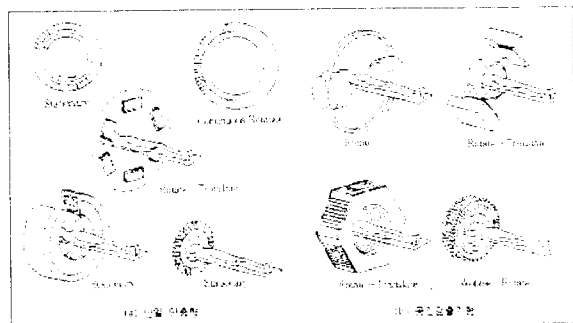


Fig. 7. Types of PET

2.8 Ultrasonograph

초음파를 이용하여 구성된 화상이다. 초음파는 음파가 매질을 따라 이동하다가 서로다른 조직의 경계면에서의 음파의 반사를 측정하여 구성하는 원리를 가진다. 일반적으로 가정주파수대를 벗어나 1 - 10MHz사이의 주파수대를 이용하여 처리하고 있다.

구성은 wave를 주고 받는 transducer와 신호처리부등으로 이루어져 있다. Transducer의 종류는 사용되는 부위와 부조에 따라 나누어지 있으나 대부분 측정하는 신체부위에 적절한 형태로 나누어 사용되어 지고 있다.

초음파의 mode는 여러 가지가 있으나 정적화면인 A-mode, B-mode와 동적화면인 M-mode와 실시간이 있다. 이밖에 doppler mode는 ranging mode이다. 현재 ultrasonography에는 이 모든 mode가 쓰이고 각기 그 쓰이는 용도가 다르다. A-mode는 뇌의 움직임의 측정에 쓰이며 B-mode는 가장 많이 사용되는데 특히 복부의 상을 나타내는데 쓰인다. M-mode는 내부구조의 상을 동적으로 나타내는데 쓰이고 doppler 초음파는 길이와 흐름 측정, 표면이 움직이는지의 조사에 쓰인다.

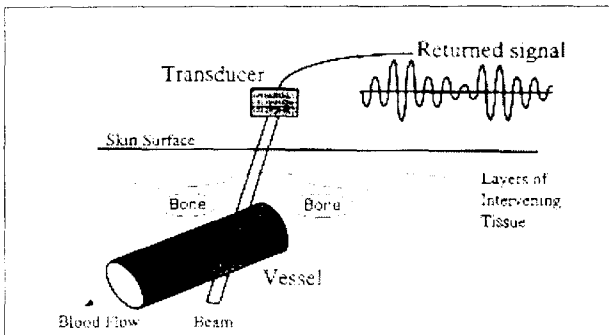


Fig. 8. Basic concept of Ultrasonography

2.8.1 A-mode

의학용 초음파의 초기 연구에서는 A-mode(amplitude)가 쓰였다. 이 mode에서는 transducer가 펄스파로 내보내서 조직 표면으로부터 반사를 받아들이는 것이다. 이런 식으로 초음파를 내보내는 것을 펄스-반사법이라고 한다. 되돌아 오는 반사는 CRT에 표시된다. 즉 이 형태는 반사되는 신호의 진폭을 이용하여 경계면을 표시하는 방법이다. 이 방법에서는 단지 반사되는 신호만을 검출할 뿐 화상을 구성하지는 않는다.

2.8.2 B-mode

B-mode(Brightness) 자체로는 초음파 진단에 별로 쓰이지 않는다. 하지만 transducer가 몸 주위에 움직이는 동안 CRT표시와 각기 축적된 B-mode초음파의 공간적 위치와 방향이 기계적으로 연결되어 있다면 상은 각각의 B-mode를 합한 것으로 나타난다. 그러한 상 자체를 B-mode(compound B-mode)라고 한다. 이 B-mode는 A-mode에 의

해서 발생한 진폭을 gray scale값으로 대치하고 transducer의 이동에 따른 시계적인 운동을 좌표로 대치하여 나타낸 화상이라고 할수 있다.

2.8.3 M-mode

A-mode표시가 B-mode로 바뀌어지면 심으로 된 상으로 나타나는데 몇몇 점은 고정되어 있고 나머지는 움직인다. 물론 움직이는 점은 움직이는 조직체를 말한다. 이런 형태의 초음파 표시를 M-mode(Motion)라고 한다. 때때로 TM-mode(Time) , PM-mode (Position)에 주로 쓰이기 때문에 UCH(Ultrasonic cardiography)등으로 불리기도 한다. 이 M-mode표시에서는 x축은 길이 y축은 시간을 말하며 계속되는 심장 박동간의 시간을 측정하는 데 쓰이고 심장운동을 더 잘 관측하기 위해 심전도추적과 동시에 사용될 수 있다.

3. Application of Digital Medical Image in Raiology

기존의 X선 필름은 오랜 역사와 의료에서 차지하는 큰 비중에도 불구하고 아직도 증감지와 필름을 조합한 방식의 아날로그 영상방식을 벗어나지 못하고 있다. 영상을 디지털 화하면 진단의 실을 향상시킬 뿐만 아니라 우리에게 많은 이점을 가져다 줄 수 있다. 현재는 많은 디지털 방사선영상장비를 사용하고 있다. 하지만 X선 필름이 방사선영상의 70%를 차지하고 있기 때문에 필름의 디지털화가 되지 않으면 디지털 영상의 의의를 가질수 없다. 이에 디지털 영상의 의의 및 영향과 방사선의료 영상의 가장 많은 비중을 차지하고 있는 conventional X-ray의 Digital X-ray system의 연구에 대하여 다음과 같이 나타낸다.

3.1 디지털 영상의 의의 및 영향

X 선 필름시스템의 아날로그영상을 디지털화하면 영상데이터를 컴퓨터로 처리함으로써 영상의 실을 개선할 수 있고, 기능해석과 정량분석이 가능해져 진단의 정확성을 높일수 있고, 영상을 필름대신에 저장매체를 이용하여 보존하기 때문에 보관장소의 부피를 줄일 수 있고 필름 보관의 노동력 및 경제성을 가질수 있다. 그리고 각종 영상정보를 통합하여 디지털 정보로 관리하므로 정보시스템의 networking으로 서로 다른 장소에서 영상전송 및 저장에 가능하여 짧은 시간에 정보의 이동과 검색이 가능하여 진료서비스의 질이 향상하게 된다. 또 정보를 통합하여 관리하므로 종합적인 병원정보시스템이 이루어지게 되고 영상의 컴퓨터인식에 의한 진단가 시스템도 가능하게 될 수 있다.

영상이 디지털화가 될 경우 직접 컴퓨터를 통해 임상 의사 자신이 환자의 모든 관련영상을 변화시키면서 분석할 수 있게 되어 영상의 정량화를 피할 수 있어 해부학적 병변 진단에 국한되었던 필름방식에서 벗어나 기능

영상(functional image)을 얻을 수 있음으로써 생리학적인 진단이 가능하게 된다. 그러나 이처럼 디지털화에 거는 기대와 이점에도 불구하고 아직은 많은 문제점을 안고 있다. 그것은 첫째, 디지털 영상 관리 시스템의 각 요소에 따르는 기술이 아직 완전하지 못하여 기존의 아날로그영상인 X선 필름에 비해서 선예도가 떨어진다는 것이 큰 문제점으로 지적되고 있다. 그러나 이것은 현재의 과학 발전속도에 비하여 대용량 데이터처리장치의 개발과 display 기술의 향상으로 머지않아 해결될 것이다. 그리고 전면적인 디지털화에 있어서 하드웨어(hardware) 설치에 따르는 경제적인 부담을 들 수 있다. 이것도 필름가격의 상승 및 필름보관 점유면적의 축소, 진단능력확대에 따른 촬영횟수 감소 등을 살펴볼 때 장기적으로는 충분히 유리하며 시스템 자체의 가격은 점차 임가로 될 가능성이 있다.

방사선의료화상은 이제 진단을 위한 화상으로 제시되는 것 뿐만 아니라 치료를 위한 화상 즉, 아주 중요한 치료계획을 화상으로 부각되고 있다. 이것은 치료전의 신체의 조직들의 정량공간적 위치의 설정과 simulation을 통한 화상의 출력, 수술계획을 위한 가상수술영상등 그 적용의 범위는 매우 넓다. 신체조직의 각 종류의 화상의 데이터를 database화 하여 수집된 자료에 의한 가상현실을 추구하는 것과 telemedicine의 추구등도 앞으로의 방사선 의료영상의 나아갈 길로 제시되기도 한다.

3.2 디지털 영상 처리방법

디지털로 이루어진 화상의 처리는 이제 computer의 이용으로 아주 쉽게 또는 기존의 아날로그에서는 할 수 없었던 기법들을 처리할 수 있어 화상관독시 진단향상을 높일수 있다.

가. Image Processing

a. 잡음의 제거

화상을 향상시키기 위해서는 우선 잡음을 제거하여야 한다. 잡음에는 크게 주파수특성을 갖는 잡음과 불규칙적인 잡음이 있는데 일정한 주파수특성을 갖는 것은 주파수 filter로 잡음을 제거할 수 있다. 이에 대하여 불규칙적인 잡음은 가상평면등을 사용하여 제거할 수도 있다. 이것으로 디지털 영상 그 자체를 극히 유효한 잡음대책으로 내세울수 있다.

b. 영상의 brightness 개선

영상 전체가 어두운 때 설정한 threshold를 이용하여 영상의 밝기를 조절할 수 있으며 부분적인 영상의 농도가 흐릿해 있을때는 정상부분의 pixel에서 평균농도등의 분포도를 구하여 흐린 부분의 보정을 할 수 있다. 이것은 흐릿한 영상의 대조도를 높혀 진단의 효용을 높일 수 있다.

c. Contrast의 강조와 윤곽의 검출

영상의 농도의 경계를 강조하기 위해서는 비분법을 행한다. 이것은 신호를 high pass filter에 통과하여 하므로서 강조시킬 수 있다. 즉 영상의 미세부가 이에 의하여 강조될 수 있기 때문이다. 그리고 강조된 경계선을 기준으로 원하는 부위를 segmentation 할 수 있다. 이것은 의료화상의 한편에서 화상전체가 관심대상이 아니기 때문에 관심부위만을 강조하기 위하여 처리하는 기법중 하나이다.

d. 영상의 편집

영상의 일부를 선택하거나, 이것을 다른 영상에 삽입시키고자 할 때 등 여러 가지 방법으로써 영상을 편집할 수 있다. 이것은 아날로그영상에서는 불가능한 일이다. 그리고 단층촬영으로 구성된 화상을 이용하여 3차원 영상으로 표기할 수도 있다.

나. Image Analysis

화상치리에 의하여 원하는 화상을 이룬다음 화상에 대한 분석을 처리한다. 현재에는 화상분석에서 가장 많은 비중을 차지하고 있는 것인 pattern인식을 통한 자동 진단시스템의 개발이다. 이것은 의사들의 오랜 경험을 컴퓨터에 입력하여 주어진 화상에 대하여 의사들의 경험을 적용시키면서 인간의 오차를 줄이기 위한 시스템이다. 즉, 관심영역의 면적, 형태, 길이, 에너지분포등을 인간이 하기 힘든 부분을 컴퓨터로 처리하여 분석하는 방법을 말한다. 비록 아직까지는 완벽하게 처리하지는 못하지만 의사의 진단에 많은 도움을 주고 있다.

3.3 Digital X-ray System

디지털 X-선 장비는 앞절에 언급한 것처럼 최근들어 많이 연구되고 있다. 국내에서는 아직 연구의 완성도가 되고 있지 않지만 최근에는 많은 관심을 보이며 연구를 계획중에 있는 것으로 사료된다.

본 인쇄대학교 방사선연구소에서도 이에 대한 연구를 추진하고 있다. 본 연구는 기존의 X선 필름을 대체할 수 있는 디지털 X선 receptor의 개발과 영상의 적용을 위한 화상처리 및 출력, 임상적용등을 수행중에 있다. X선 receptor의 개발은 광도전물질을 대신시킨후 X선 조사후 bulk상태에서 detector를 이용하여 화상을 구성하는 방법과 최근의 연구동향인 active matrix cell을 이용하여 각 cell에 X선 화상의 pixel을 결합하여 화상을 구성하는 방식의 두가지로 처리하고 있다. Bulk상태에서의 화상의 획득은 detector의 크기와 sampling rate로 해상력이 결정되기 때문에 크기와 해상도의 제한이 없는 특성을 가지고 있으나 bulk상태에서의 측정시 생기는 기계적인 노이즈와 channel간 상호간섭상의 노이즈제거가 처리해야할 문제로 제기된다. 반면에 Active matrix cell의 영상획득은 현재의 기술을 바탕으로 반도체공정에서 아주 미세한 cell을

생산하여 2차원으로 구성된 active matrix cell위에 광도전물질층을 도포하여 X선 조사후 각 cell에 X선 선량의 정보가 축적되게 된다. 이렇게 축적된 X선 정보를 scanning하여 화상을 구성하게 된다. 아직 국내에서는 본 연구실 외에 연구가 시행되고 있지 않지만 국외적으로는 비주지역에서 시행되고 있다. 이 비주에서의 연구는 아직 작은 size의 active matrix로 유방촬영이나 구상촬영등에만 적용하고 있다. 그리고 비주지역 연구의 경우, 직접적인 방법보다는 간접적인 방법을 이용하고 있다. 간접적인 방법은 앞에서 언급한 것처럼 광도전물질층에서 X선에 의하여 발광하는 형광체를 도포하여 X선 선량에 의하여 발광된 빛에너지를 광도전물질에 분포시켜 active cell이 화상의 데이터를 축적하게 된다. 이 방법은 X선에 의한 광도전물질의 DQE가 작은 a-Si를 사용하고 있기 때문에 DQE를 높이기 위하여 빛을 조사하기 위한 발광물질층을 이용하고 있다. 하지만 발광에 의한 발광 noise가 큰 문제로 대두되고 있다. 반면에 본 연구실에서는 이런 단점을 해결하기 위하여 X선에 의하여 직접적으로 높은 DQE를 가지는 광도전물질층을 도포하여 화상을 구하기 위한 연구를 추진하고 있다. 본 연구는 외국의 크기보다 큰 9inch이상의 크기를 기본으로 하여 연구하고 있으며 앞으로 12inch이상의 크기로 연구하여 chest정도의 화상을 구성하기 위한 active matrix cell을 구성하고자 한다. 직접적인 방법의 특징은 X선 선량에 의한 변화를 직접적으로 측정하기 때문에 간접적으로 획득하는 방법의 noise를 제거할 수 있으며 응답속도가 빠르기 때문에 동화상의 획득을 가능하게 한다. 본 연구는 active matrix의 크기가 증가할수록 cell 적장시간의 증가가 가장 큰 문제로 대두되고 있다. 이런 문제점을 해결하기 위하여 저장용량을 증가하는 방법과 scanning time을 최대한 빨리 하기 위한 장치의 구성등이 강구되고 있다.

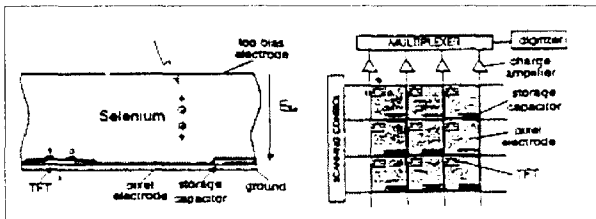


Fig. 9. Active matrix cell X-ray receptor

디지털 X선 장치의 연구는 아직 국제적으로 우위권을 가지고 있는 기업 몇 국가가 없다는 이유로 많은 국가와 기업들이 연구를 추진하고 있다. 그러므로 국내의 연구가 부흥함에 따라 국내의료기 산업의 발전 및 국제적 우위권을 가질수 있게 되므로 디지털 X선 장치의 연구는 가장 우선적으로 시행되어야 할 연구과제이며 의료화학분야에서 국제적 선도주자로 나갈수 있는 수단이 될수 있을것으로 사료된다.

3. Conclusion

본 논문은 방사선의료화학중에서 디지털 방사선화상 장비에 대하여 대략적인 종류와 원리를 기술하였다. 그리고 이렇게 획득된 디지털 화상의 적용 및 처리방법등에 대하여 연구하여 보았다. 앞의 내용들을 비추어 볼때 다음과 같이 결론을 내릴수 있다.

1. 디지털 방사선의료화상의 획득은 의료서비스의 증가와 진단의 효율을 높힐 수 있다.
2. 순수한 디지털 방사선화상을 이루기 위해서는 일반 X 선 촬영의 film을 대신할 수 있는 디지털 필름의 개발이 가장 급선무이다.

4. Refernece

- [1] 남상희, 방사선의료영상, 전자공학회지, 21권, 12호, pp.55-64, 1994
- [2] 남상희, 디지털 X선 촬영 장치, 전자공학회지, 23권, 3호, pp.256-267,1996
- [3] Joel E. Gray, W. F. Anderson, C. C. Shaw, S. J. Shepard, L. A. Zeremba and P. P. Lin, Multifomat video and laser cameras, Med.Phys., Vol.20, No.2, pp.427-437, 1993
- [4] Minoru Sonoda, M.Takano, J. Miyahara, H. Kato, Computed Radiography Utilizing Scanning Laser Stimulated Luminescence, Radiology, Vol.148, No.2, pp.833-838, 1983
- [5] R.M.Harrison, Digital Radiography, Phys.Med.Biol, Vol.33, No.7, pp.751-784, 1988
- [6] Hoseph D. Bronzino, The Biomedical Engineering HandBook, IEEE Press, 1996
- [7] Ronald C. Gamble, J. D. Baldeschwieler, C.E.Giffin, Lencar position-sensitive X-ray detector incorporating a self-scanning photodiode array, rev. Sci. Instrum., Vol. 50, No.11, pp.1416-1420, Nov., 1979.
- [8] N.M Allison, Solid-state imaging arrays for X-ray detection, Nuclear Instruments and Methods, Vol.201, pp.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, pp.165-170, 1991.
- [10] K.Hasegawa, K.Mochili, H. Takahashi, T. Inada, Y. Hayakawa, C. Ikeda and R. Katoh, An amouphoius silicon imaging detector with a phosphor sheet for nondestructive testing and radiography, Nuclear Instruments and Methods in Phsics Research, Vol.310, pp.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, pp.640-644, 1988.

[12] Andrew D. A. Maidment, R. Fehring, and M. J. Yaffe, Dynamic range requirements in digital mammography, Med. Phys., Vol.20, No.6, pp.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, pp.1117-1118, Apr., 1986.

[14] Koh-ichi Hasegawa, Koh-ichi Mochici, H. Takahashi, and Namatame, Imaging system with an amorphous silicon linear sensor, Rev. Sci. Instrum., Vol.60, No.7, pp.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, pp.1595-1604, Oct, 1995.

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

[17] Kunio Doi, Ph. D. Digital Radiography : Fundamentals and Future Potentials, 日本 放射学会誌, Vol.49, No.1, pp.1-14, Jan, 1989.