

## 방사선 의료 영상

南 尚 熙

仁濟大學校 醫用工學科

질병을 진단하기 위해 인체내부구조를 들여다 보고자 하는 바램을 인류는 오랫동안 가지고 왔으며 이 소망은 1895년 독일의 물리학자 W.C.Rontgen에 의해서 이루어졌다. 오늘에 이르기까지 X선 영상은 임상의학에 있어서 영상진단법의 주류를 이루어 왔다. 그러나 X선 영상은 입체적 생체 구조를 2차원 평면에 중복하여 나타내므로 정보의 손실이 있고, 생체 연부 조직, 내강벽등은 X선 흡수차가 작아 진단가치가 있는 화상을 얻기가 곤란하여 진단의 오류를 가져올 수 있으며 방사선에 대한 피폭도 염려하지 않을 수 없다. 그 때문에 X선을 대신하여 초음파, 단층촬영법, CT, MRI등의 새로운 영상 진단 방법이 등장하게 되었다. 그리고 한편으로는 X선영상의 단점을 보완하기 위한 여러가지 조영법과 특수한 X선 촬영기술이 차례로 고안되어서 영상의 선명화, 정량화등으로 X선 영상 진단의 질적 향상을 가져왔다. 이처럼 의료영상진단 기술은 X선 영상이 주류를 이루던 시대에서 전리 및 비전리 방사선 등 광범위한 응용시대로 접어들었으며, 컴퓨터를 이용한 Digital 화상의 Image process로 단층 촬영과 3D기술의 이용이 손쉽게 이루어지고 있다.

방사선의 발생원리는 아래와 같다.

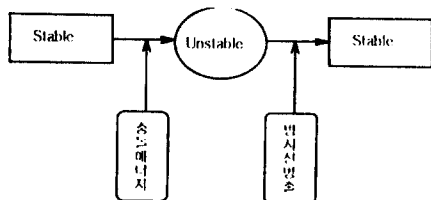


그림 1. 방사선 발생 원리

충돌에너지와 Target물질에 따라 이용 방출 방사선 에너지를 얻을 수 있다.

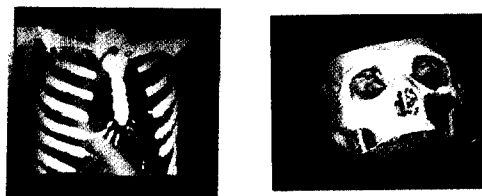


그림 2. 3Dimension 영상

### 1. 전리 방사선 이용 분야

#### 1. 일반 방사선 촬영 시스템

각종 침단 장치의 개발에 따라 단순 X선 촬영의 가치는 과소 평가 되는 경향이 있으나 단순 X선 촬영은 방사선 검사의 기본이고 총 방사선 촬영의 약 70-80%를 차지하며 CT, MRI, 초음파등의 특수 검사에서 얻지 못하는 중요한 소견을 얻을 수 있다. 특히 흉부 X선 촬영에서 80-120KVP의 고전압 촬영은 환자의 피폭량의 감소와 균등한 양질의 영상을 획득하고 있다.

X선 발생장치는 크게 세부분으로 구성되어 진다. X선을 발생시키는 부분인 X선관과 발생시킨 전자에 운동에너지를 부여하기 위한 고전압 발생장치부(KVP) 및 X선질, X선량(mA)을 임의로 선택하고 조절하는 제어장치부 이다. 여기에 갖가지 촬영이나 검사를 용이하게 하기위한 촬영대, X선 TV 등과 같

은 기타 장비들을 첨가하므로써 여러 영상 시스템이 구축된다.



그림3. X선 장치의 구성

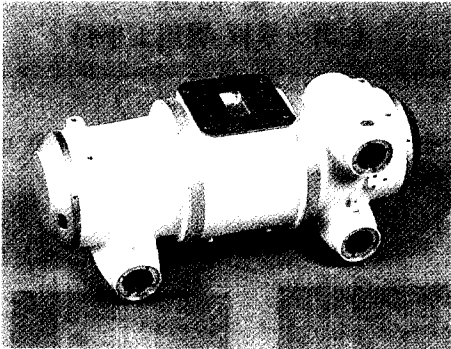


그림 4. X선 Housing

X선 tube는 2극 진공관 구성과 고압 정류회로로 이루어져 전기적 효율면에서 1%미만이기 때문에 High Frequency 고압장치의 개발로 Invert Type 제어장치가 실용화 되고 있다.

## 2. 특수 촬영 시스템

1930년대에 혈관 촬영에 따른 직접 절개에 의한 혈관 조영법이 개발된 이래 1953년에는 경피적 동맥 천자법이 도입되었고 1960년대에는 혈관 조영술이 방사선 진단에 최고의 진단적 가치를 가지는 것으로써 군림하게 되었다. 이는 Polyethylen을 비롯한 Catheter재료의 발전 Guidewire등의 개발을 비롯하여 투시 및 연속 촬영 장치와 각종 형태의 Catheter을 이용한 혈관 조영술이 사용되고 있으며 이에 따라 각종 환자의 진단 및 치료 진전도 판정은 물론 약물 주입, 혈관 폐쇄 및 혈관 확장등에 사용되고 있다.

조영제, Catheter장치 등의 발전으로 혈관 촬영 영상의 질은 크게 향상 되어 미세혈관의 명확한 추출은 물론 디지털 감산 혈관 조영술, 1.5-3배의 확대 촬영법, 양면 동시 촬영법 및 초당 50-200면의 영상 촬영술이 진료에 이용되고 있다. 최근 초음파 장

치, CT, MRI 등의 도입으로 혈관 촬영술은 혈관 환자를 제외하고 감별 진단 및 수술전 혈관 상태 판단의 차원에서 이용되고 있으며 중재적 수술과 병행하고 있다.

대장이나 위에서 공기나 바륨(Ba)을 사용하는 이중조영법은 초기에는 기관에 의한 공기 주입법을 사용하였으나 현재에는 모두 발포제를 사용하고 있고 고농도 바륨(Ba)에 의한 점막 추출에 성과를 얻고 있다. 이중촬영장치는 위장의 팽만시 점막의 형태를 미세한 부분까지 영상으로 추출하는 목적이며 근래에는 내시경 검사와 보합적으로 임상에 사용되고 있다.

이러한 특수 촬영 장치의 구성은 X선 영상 장치로 이루어져 직접 촬영 시스템, 투시 시스템, 간접 촬영 시스템으로 분류하면 직접촬영시스템은 X선 강도 분포를 직접 X선필름상에 기록하는 것으로 일반적인 X선촬영을 할 때 쓰여지는 것이다. 투시 시스템은 X선은 눈에 보이지 않으므로 인체를 투과한 X선의 강도 분포에 맞는 가시광선의 강약으로 변환시켜 모니터를 통해 직접볼 수 있게 하는 시스템이다. 이때 X선에 의해 여기되어 빛을 발하는 특수한 형광물질이 이용된다. 형광물질은 반도체의 발광물질들로 이루어진 CdS, ZnCdS, CsI을 이용하여 영상을 영상증배관(Image Intensifier)과 TV 카메라 등의 X선 TV 시스템을 이용하여 X선 영상을 전기 신호로 변환시켜 모니터로 관찰한다. 영상 증배관은 진공관형태의 Photo Electron Emission으로 증폭시키는 PM tube의 한 형태이다. 간접촬영 시스템은 투과 X선이 직접필름에 기록되는 것이 아니라 형광판, 영상증배관, TV 모니터 등에서 변환된 영상을 특수한 카메라로 촬영하는 방식이다. 그러나 이와같은 구분은 오늘날 별다른 의미는 없다. 심장혈관 조영검사는 투시를 시행하면서 시술되고 모니터상에 나타난 상을 Cine필

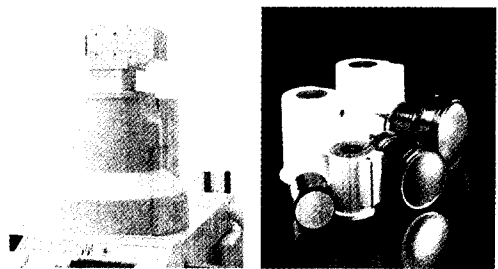


그림 5. 영상 증배관

름으로 녹화하기도 하며 필요에 따라 직접촬영도 이루어진다. 그러므로 영상을 어떠한 방식으로 얻느냐 보다는 필요로 하는 진단이나 X선 검사를 효과적으로 수행하기 위한 목적으로 시스템이 구성되어 지고 있다.

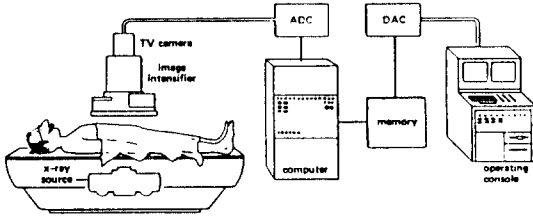


그림 6. 특수 촬영 시스템

### 3. 단층촬영 시스템

보통 X선 사진은 촬영부위의 X선 투과 방향에 의한 전후의 모든 조직, 기관이 중복된 상태에서 한장의 필름에 표시 되므로, 중복된 상에서 병소와 주위 조직이 겹쳐 있으므로 병소의 실태를 파악 하기 곤란한 경우가 있다.

단층촬영은 신체의 횡축 방향의 단층면만 취하여 촬영하는 방법이며, 단층만의 상을 나타내므로 병소를 중심으로한 전후의 촬영상에서 병소의 미소한 상태를 관찰할 수 있다. 단층 촬영 장치는 회전 중심을 축점으로 하고, X선관과 필름을 일정한 기하학적 관계를 유지하면서 이동시키도록 되어 있으며 환자를 촬영대에 위치하도록 놓는다. 그리고 회전 중심에 촬영 목적면을 맞추고, X선관, 필름을 이동시키면서 촬영하는 장치로써 기계적 구동, 형태가 중요시되고 있다.

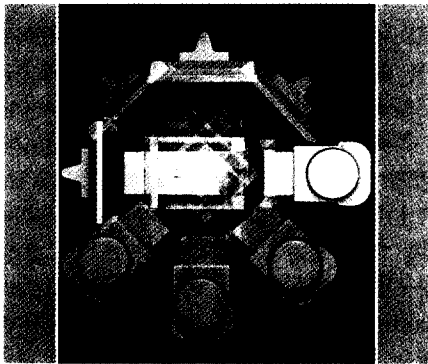


그림 7. 재래식 단층 촬영 시스템

### 4. 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography) 시스템 1972년 4월 영국 EMI사의 G. H. Hounsfield는

X선 장치에 컴퓨터를 조합시켜 생체의 단층을 촬영하는 새로운 영상기술인 CT(Computed Tomography)를 발표하였다. CT의 출현은 영상진단분야에서 1895년 X선 발견이후 최대의 발명이라 일컬어 졌으며, CT로 인해 영상기술에 많은 변화를 가져오게 되었다.

최초의 EMI-CT가 개발된 이래 CT장치는 scan 시간 단축, 자료수집방법, 자료처리와 표시 등에서 개선을 거듭하여 많은 발전이 이루어졌다.

초기의 장치는 pencil형 Beam을 사용하며 X선관과 마주하여 1~2개의 검출기를 배치하여 체축에 직각으로 직선운동시켜 스캔하고(translation), 다음에 일정 각도 만큼 회전(rotation)하여서 다시 직선으로 scan하는 동작을 되풀이하여 180° 회전하는 방식이었다. 이 방식을 제 1세대 장치라고 한다. 직선운동이기 때문에 촬영영역 전체를 균일하게 검출할 수 있으며 산란선의 영향도 적지만 scan시간이 길어 두부전용으로 밖에 사용할 수 없었다.

pencil형 Beam 대신에 3~15°의 narrow fan beam을 사용하고 검출기도 Beam의 형상에 대응하여 여러개 사용하므로서 translate와 rotate의 횡수를 적게한 것이 제 2세대 방식이다. 따라서 촬영시간이 대폭적으로 단축되어 전신용으로도 사용가능하게 되었다.

다음으로 전체 촬영영역을 포함할 수 있는 30~50°의 fan beam과 이에 마주하여 수백개의 검출기를 원호상으로 배열하고, 그 전체를 하나로 하여 피사체를 중심으로 360°회전시켜 투영데이터를 수집하는 제 3세대 장치가 개발되었다. 이 방식은 회전동작에 의해서 촬영되기 때문에 구조적으로 안정되며, 신뢰성도 높고, scan 시간을 고속화할 수 있다.

제 4세대 장치는 수백 내지 수천개의 검출기를 원주상에 배치하고, 그 내측의 원주상을 X선관이 fan beam을 연속으로 조사하면서 360° 회전하는 방식이다. 3세대 장치보다 scan 시간이 고속으로 짧아졌으며 촬영영역 전체에서 균일한 데이터 수집이 가능하게 졌다. 또한 원주상 검출기 배열의 외측을 X선관이 회전하는 새로운 4세대 방식도 나와있다. 이 방식은 검출소자 증가에 따른 문제를 줄이기 위해 검출 ring을 작게 만들고 외측 X선관 회전조사시 방해가 되는 검출기를 X선관 회전과 동기시켜 이동시키는 slip ring을 채용한 것이다.

이와같은 CT장치는 Dynamic Scan과 Thin slice(1mm)의 실현, 데이터 sampling 수의 증가,

matrix 증가로 분해능의 향상, X선관의 대용량화, 고품위 CRT의 탑재 등 개선을 거듭하며 발전되고 있다.

CT의 기본 원리는, 피사체를 서로 다른 각도에서 X선 조사하는 재래식 단층 촬영법에 각 조직의 투영(投影)데이터를 검출기로 수집하여 컴퓨터 연산처리로 영상을 재구성하는 것이다.

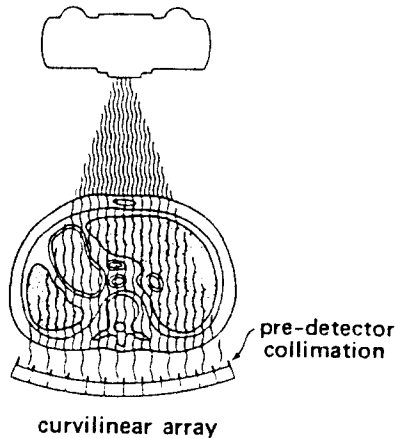


그림 8. CT 검출 원리

CT로 생체 단층 영상을 재구성한다는 것은 X선의 1차원 분포인 투영상에서 2차원 분포(CT Image)를 복원하는 일이다. (a) pixel을 나타내는 (b) 역 매트릭스 법의 원리 (c) 역 투영법의 원리가 있으며 CRT의 일반적인 gray scale 표시에 있어서 CT 영상은  $\pm 1000$ 인 CT number의 2차원적 배열이다. 이와같은 수치를 사용하여 눈으로 관찰할 수 있는 영상으로 변환하기 위해 CT number가 작은 부위는 어둡게, 큰 부위는 밝게 표시하며 그 중간은 회색의 농담으로 표시하고 있다.

CT는 종래의 X선 영상으로는 불가능 했던 인체의 단층상을 대조도 분해능(contrast resolution)으로 그려냄으로써 영상진단의 질을 현저히 증가시켰고, SPECT, PET, MRI등의 개발이나 의료용 영상의 디지털화를 촉진시키는 계기가 되었다.

## II. 비전리 방사선 이용 분야

### 1. 자기공명영상 시스템

자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging:

MRI)은 NMR 현상과 컴퓨터 응용기술이 결합하여 이룩한 영상기법으로 원자핵의 자기적 성질을 써서 화학적 정보를 얻는 방법이다. 의료에서 NMR의 이용은 크게 자기공명영상(MRI) 분야와 자기공명분광법(Magnetic Resonance Spectroscopy: MRS) 분야로 나눌 수 있으며 최근에는 이 두 분야에 대한 정보를 동시에 얻는 연구가 활발히 진행되고 있다.

MRI의 특징은 생체가 가지고 있는 고유의 정보인 스핀 밀도, T1, T2, 화학 shift, 혈류 등의 조직층 파라미터(parameter)와 장치의 성능 및 촬영조건 등의 장치층 파라미터에 따라 다양한 생체 진단 정보 영상을 얻을 수 있는 것이다.

MRI용 정자장 발생장치는 시스템의 기본성능을 결정하는 것으로서 높은 자장 균일성(high homogeneity)과 자장이 시간적으로 안정되고, 누설자장 및 소비전력이 작아야 하는 등의 특성을 요구한다. 정자장 발생에는 영구자석(permanent magnet), 상전도 자석(resistive magnet), 초전도 자석(superconductive magnet) 방식이 있다.

MRI는 1970년대에 Lautubor에 가능성이 제창된 후 급속도로 개발되어 1980년대 초에 임상에 이용되기 시작하였다. 흡수의 원자번호인 원소의 원자핵은 자성 momentum을 가진 잠재력을 가지고 있으며 인체가 가장 많이 분포되어 있는 수소 원자핵이 영상의 대상이 된다. 강력한 자장인 0.1~0.2 Tesla를 가하고 이 자계에서 수소원자가 공명하여 발생하는 특정 주파수의 Radio파는 조직내의 수소원자핵의 분포와 생화학적인 결합상태에 따라 강도와 속도 등이 달라진다.

이러한 신호를 컴퓨터로 연산 처리하여 영상을 재구성하여 디스플레이 시킨다. 강력한 자장을 구하는 방법은 영구 자석형, 상전도형과 초전도형이 있으며 현재의 추세는 신호-잡음비가 작은 1 Tesla 이상의 초전도체형이 주류를 이루고 있다. MRI의 특징은 방사선 조사가 없기 때문에 인체에 무해하고 공기에 의해 장애를 받지 않는다. 그리고 정상조직과 병리조직의 특성구별이 유효 하여 양자밀도나 종 완화시간(longitudinal relation time, T1)과 횡 완화시간(transverse relation time, T2)을 이용한 조직 구성 분자에서의 차를 영상기법에 T1 강조상과 T2 강조상을 활용하고 있다. 이러한 신호의 특성으로 심장 및 혈관의 영상기법 및 각종 생체변수의 측정이 가능하다는 점에 있어 임상에 널리 이용된다.

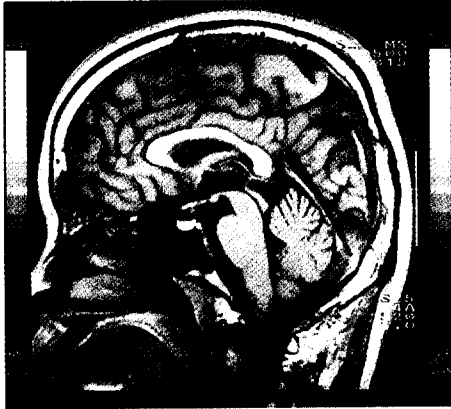
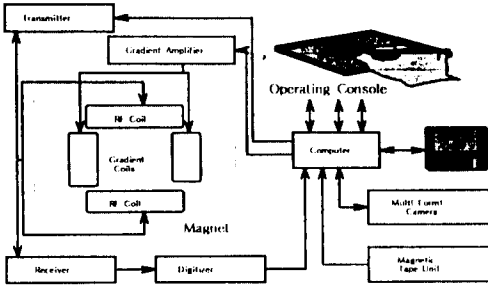


그림 9. 자기공명영상 시스템의 구성 및 영상

Shim 코일은 정자장 내부에 놓여져 정자장의 비균일성을 부분적으로 수정하기 위해 낮은 자장을 만들어내어 더욱 균일하게 만드는 shimming을 하기 위한 코일이다. RF(radiofrequency) 코일은 고주파의 발신과 생체에서의 MR 신호를 수신하기 위한 코일이다. 고주파의 발신과 수신은 시간적인 차이 때문에 하나의 코일로 발신과 수신을 겸용하는 방식(single type)과 별개로 설치하는 방식(cross type)이 있다. 일반적으로 cross 형이 많이 쓰이고 있으며 장치에 따라서는 Surface Coil이 이용되기도 한다.

2. 초음파(Ultrasound)

초음파를 생체에 투사시켜 그 반사파(pulse echo)를 화상화하여 생체내의 정보를 얻는 검사이다. 생체내의 음향 임피던스의 차이가 있는 부위에서 반사되어 초음파를 생체내 전파속도와 발산시간으로 부터 거리를 산출하여 강도에 따른 Gray Scale로 화상을 얻을 수 있다. 화상은 Pulse발산 방법에 따라 A.B.M(T-M) Mode와 연속성 Pulse를 이용한 Doppler 방식으로 나눌 수 있다. Pulse를 발생시키는 Transducer방

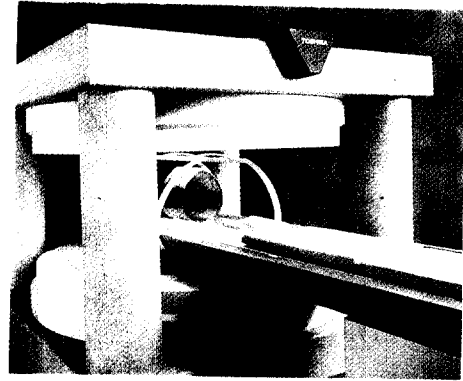


그림 10. Surface Coil

식 등으로 나눌 수 있다. Pulse를 발생시키는 Transducer는 압전 물질의 압전효과를 이용하고 있으며 그 물질을 Barium Lead Zirconate, Barium Lead Titanate, Lithium Sulfate등이다. 이때 발생하는 주파수는 1-20MHz로서 Transducer의 접속성과 더불어 근육역과 심부해상력을 결정한다. 초음파의 특징은 비침습, 비투여적으로 장기의 단면상과 빠른 움직임은 볼 수 있으며 혈류의 변화량이나 속도의 정보를 제공하는데 있다.

이것은 신진대사에 의한 혈류역학과 체내 생리적 운동의 두 정보를 동시에 파악할 수 있는 특징을 가지고 있다.

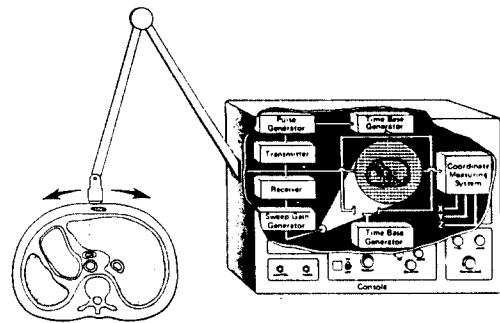


그림 11. Basic component of Ultra Sound image forma

3. 핵의학 영상 시스템

핵의학은 동위원소(RI)를 이용하여 질병의 진단, 치료 및 그 질환의 병태생리생화학적 연구를 하는 임

상 의학이다. 핵의학은 오늘날 원자력의 평화이용면에서 가장 성공하고 있는 분야의 하나라고 할 수 있다.

Invivo법은 RI를 체내에 투여하여 '생리적 tracer'로 사용하므로써 각 기관의 시간에 따른 기능 내지 형태 등을 해석, 분석하는 것이다. Gamma camera 등의 핵의학 기기는 비관혈적, 정량적 진단법으로 인체심부의 장기를 그 장기에 선택적으로 모이는 방사성 의약품을 사용하여 화상을 획득할 수 있는 것이다.

### 1) 핵의학 Imaging장치

핵의학 Imaging장치는 체내의 RI(Radioisotope: 방사성 동위원소)분포를 2차원적으로 검출하여 이를 핵의학 Imaging(scintigram)로 표현하는 장치이다. 이 장치는 한점에서 방출하는 선을 검출기가 이동하여 검출하는 2차원적인 RI분포상을 얻는 이동형 검출기와 또 다른 방식인 고정형 검출기로 대변된다. 검출기 이동형 Imaging 장치에서 가장 일반적인 것은 Scintiscanner이며 검출기 고정형 Imaging장치의 대표적인 것은 Gamma Camera로서 핵의학 검사에 있어서 가장 대표적인 장치이다.

여기서 사용되는 scintillation detector는 scintillation에 방사선이 조사되면 발광되는 현상을 이용하여, 방사선을 계속해서 시료의 정량적 계속이나 또는 출력 펄스를 파고 분석으로 입사된 방사선 에너지를 측정하는 검출기이다. 현재의 대부분의 핵의학기기는 Scintillation Detector를 이용하여 응용한 것이다. Scintillator는 r선에 검출효율이 좋은 NaI(Tl)결정이다. 발광 효율이 미약하므로 광전자증배관(PM Tube)의 광전음극에서 전자로 변환해서 2차 전자방출전극으로 증폭하고 양극에서 수집한다. Scint scanner방식은 NaI(Tl)검출기가 1개 또는 2개(상하대향)를 가지고 검사부위 위를 움직이면서 콜리메이트를 이용하여 일정한 깊이의 각 부위에서 방출되는 선을 모아서 imaging함으로써 단층 scan의 효과를 얻을 수 있으며 또한 실제 장기크기와 비슷한 상을 얻을 수 있는 장점이 있으나 검사 시간이 너무 오래 걸리는 것과 동태적인 검사가 불가능하다는 단점이 있다.

또한 Scintillation camera를 포함한 검출기 고정형 핵의학 Imaging장치는 대구경 검출기와 선 입사 위치 결정회로를 가지고 있는 것이 특징이며 검출기를 체표면 위에 고정시킨 상태로 Image를 얻는 장치이다. Scint Scanner와 비교할 때 방사선 의약품의 체내 분포상을 얻는데 필요한 영향을 작게 받는 상을

얻을 수 있으며 대상장기를 짧은 시간내에 여러 방향에서 관찰할 수 있는 장점이 있다. 체내에 삽취된 RI분포를 2차원으로 구성하기 Scintillation Detector를 Array하여 위치 좌표로 재구성하여 방식이 Scintillation Camera이다.

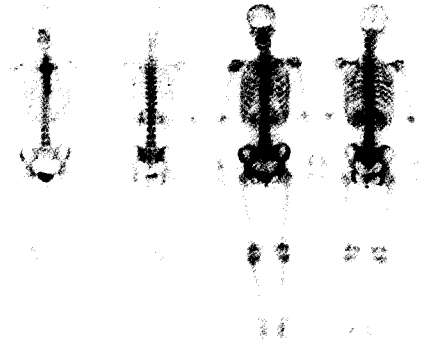


그림 12. 핵의학 Image

### 2) ECT(Emission Computed Tomography)

Hounsfield에 의해서 발표된 X선 CT는 영상진단에 일대 변혁을 가져왔다. 핵의학 분야에도 큰 자극을 주어 컴퓨터에 의해 영상 재구성법을 채택한 ECT의 개발을 촉진시켰다. X선 CT에서는 체외에서의 X선 조사로 단층촬영이 되는 것에 반해 ECT는 체내장기에 RI를 분포시키고 체외로 방사되는 선을 측정하여 컴퓨터 단층촬영을 하는 것이다. ECT에서는 현재 Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)와 Positron Emission Computed Tomography(PET)가 있다.

### 3) PET(Positron Emission Computed Tomography)

$\beta^+$ 붕괴를 하여 방출하는 양전자(Position:  $\beta^+$ )는 물질중에 있는 전자와 결합하여 소멸되면서 동시에 서로 반대방향으로 두개의  $\gamma$ 선을 방출한다. PET는 마주보고 있는 2개의 검출기에서 측정하여 방사능분포의 투영데이타를 얻게 된다. PET가 정량성이나 해상력이 우수한 것도 이 때문이다.

PET의 특징은 상의 재생에 있어서 유리한 점이 있는 외에 생리학적으로 중요한 생체 구성 원소로 치환할 수 있는 방사성 핵종은 거의가 양전자방사체라는 것이다. 따라서 인체조직의 구성물질 또는 유사물질

의 RI를 이용할 수 있으므로, 그 표지 화합물을 사용해서 보다 생리학적 대사과정에 접근할 수 있다는 것과 기능진단에 필요한 고감도 특성 및 기능 정보를 정량적으로 더욱이 3차원적으로 영상을 만들 수 있다는 특징이 있다. PET의 특징으로 인체내 기관의 물질대사, 약물반응등의 생체활동의 연구나 진단 등에서 독자적인 응용분야가 개척되고 있다. 또한 여러가지 신경전달물질이나 그 유사물질, receptor 표지에 의한 뇌생리의 영상화, 정량화는 정신병리, 노화 등을 규명하는데 크게 기여하리라 기대하고 있다.

#### 4) SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)

SPECT장치는 여러개의 검출기를 이용하거나 대형 검출기로서 scanning하여 단층상을 얻는 방법 또는 Scintillation camera에 평행다공형 콜리메타를 부착하고 채측 주위를 회전하면서 투영데이터를 수집하여 단층상을 만드는 방법 등이 있다. 검출기형 PECT camera는 높은 해상력과 3차원 동시 데이터 수집으로 transaxial, sagital, coronal 3방향 단층상의 연속성과 분해능의 방향성을 확보할 수 있는 특징이 있다.

### III. 응용 시스템

#### 1. 디지털 X선 영상 시스템

오늘날 영상진단 분야에서는 영상기기에 컴퓨터 기술의 도입으로 CT, MRI, DSA, RI영상, 초음파영상 등 이미 많은 디지털 영상을 접하고 있으며 모든 기술 동향이 디지털화되는 추세에 있다. 흉부 X선 촬영 등에서는 선명도가 높은 영상이 필수적인데 이러한 고도의 선명도를 가지게 할 수 있는 방법은 Image Intensifier-TV 시스템 방법과 Image plate-laser scan 컴퓨터처리를 기본으로 하는 방법과 Slite-beam-diode방법등이 있다. 각각의 장단점이 있으나 흉부를 비롯한 모든 부위의 영상을 디지털로 구하고 자하는 목적은 같다. 따라서 X선 피폭량의 감소는 물론 정밀하고 동일한 수준의 영상을 구할 수 있고 디지털화한 신호를 컴퓨터에 의해 처리하여 각종 변수를 측정하고자 시도되고 있다.

이러한 PACS는 이미 가능성과 실효성이 검토된지 오래이나 영상 정보량이 막대하기 때문에 진단 가치를 저하시키지 않는 범위내에서 데이터를 압축시키는

문제점 및 2k \* 2k이상의 Monitor 잡음을 제거시키는 필터링 등의 여러가지 문제점이 있다. 앞으로 이 분야의 연구가 지속되어 발전이 급속히 진행됨에 따라 PACS의 활용범위가 늘어날 것으로 전망된다.

#### 2. 디지털 X선 영상 시스템의 방식

##### 1) Pencil beam법(Point scan)

점상의 X선 비임으로 대상 영역을 2차원 적으로 움직여서 스캔하고 여기에 대한 X선 검출기로 투과한 X선을 전기신호화하여 디지털처리후 영상을 얻는 방식이다.

##### 2) Fan Beam법(Line scan)

2차원 정보를 얻기 위해서 피사체 또는 X선 Beam을 일정방향으로 이동시킨다. CT촬영시 plot view형성기전과 같은 방식이다. Digital fan beam scannography라고도 한다.

##### 3) Cone Beam법(Area scan)

광역의 X선 조사야를 이용한다는 점에서 일반 X선 촬영법과 다름바 없지만 필름대신에 센서로서 특수한 Image plate등을 이용하여 투과 X선을 전기적 또는 광학적 신호로 바꾸어 신호를 컴퓨터 처리한다는 점에 차이가 있다.

#### 4) 디지털 감산 혈관 촬영(Digital Subtraction Angiography)

디지털 감산 혈관촬영술은 컴퓨터의 발달과 같이 1970년대에 개발되었다. 정맥에 조영제를 주입하여 조영제가 심장을 거쳐 대동맥 및 그 분지에 도달하면

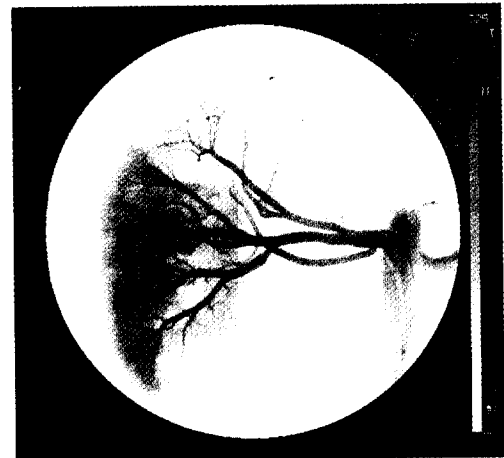


그림 13. 디지털 감산 혈관 촬영(Digital Subtraction Angiography) 영상

혈중 농도가 저하되어 일반 X선 촬영으로는 추출할 수 없는 영상 신호를 디지털화하여 컴퓨터에서 연산 처리로 재구성시켜 동맥 조영상을 구한다. DSA 시스템은 X선 TV시스템의 비디오표호를 디지털화 한 Digital fluorography 시스템을 이용하여 혈관 조영을 Subtraction하는 방식이다. Subtraction법이란 사진영상에서 원하지 않는 음영을 삭제하기 위한 방법으로 진단적으로 필요한 부분을 쉽게 관찰할 수 있게 한다. 영상 데이터가 디지털화하여 처리되기 때문에 혈류량, 속도 및 심장벽의 운동을 측정하는 등 여러 변수를 측정할 수 있다.

#### 4. CR(Computed Radiography)

이 시스템의 특징은 X선 필름대신에 X선 검출기로서 Imaging plate를 사용한다. Imaging plate는 고분자 재료의 지지 체위에 특수한 휘진성 형광체를 도포한 것이다. 이것은 최초로 자극된 X선 정보가 물질 중에 축적되었다가 2차원적인 빛에 의하여 최초의 정보가 판독되는 광휘진 발광의 형광체이다. CR에 사용되는 실용적인 형광체로는 물질중에 X선 흡수율이 높고 자극발광의 응답속도가 큰것이어야 한다. 현재 Europium activated barium fluorohalide compounds가 이용되고 있다. X선 조사에 의해 정보가 축적된 Imaging plate 위를 일정 속도로 이동되어 휘진 형광에 적합한 레이저를 직각방향으로 조사받아 X선 영상정보가 광정보로 변환되어 진다.

CR의 특징은 Imaging plate의 X선 강도에 대한 직선성이 필름에 비해서 100배이상으로 넓다는 것이다. 영상판독기에서 Imaging plate의 정보를 얻는 방법이다. Image Process로 입력된 디지털 영상 정보를 계조처리, 공간주파수처리, 영상간의 가감처리등의 진단 목적에 적합한 형태로 만들기 위한 영상처리를 한다. 처리 후의 영상은 영상기록기에서 다시 레이저를 이용하여 필름에 감광기록된다. 영상판독기에서 판독이 끝난 Imaging plate는 소거용 광원에 의해 남아있을 수 있는 X선 정보가 소거되어 처음 상태로 돌아간다.

#### 5. Xeroradio Graphy

X선의 전리 작용을 이용하여 X선상을 나타내는 방법으로서 비결정 셀렌 감광관을 양전자로 하전시킨 상태의 것은 필름과 같이 피사체 밑에 놓고 X선 촬영하는 것으로 다음과 같은 특징이 있다. 필름과 암실이 필요없으나 액체가 필요없는 현상처리를 하게 되므로 처

리하기 쉽고 촬영한 후 2-5분이면 촬영상이 나타난다.

촬영상은 관용도와 대조도가 크며 변색이 없으며 필름을 사용하지 않는 이와같은 이점이 있는 반면에 감도가 저하되어 증감지가 쓰여지는 직접 촬영법에 비해 X선량이 많고 장치가 고가인 결점도 있다. 이 촬영법은 유방, 경부의 연조직, 이물, 종양의 촬영에 많이 이용되고 있으며 기타 환부, 복부, 뼈 등에서도 대조도가 좋은 상을 나타낼 수가 있다.

#### 6. Moire Topography

인체는 3차원 공간을 접하는 물체이다. 그러므로 의용영상도 장래에는 입체영상의 등장을 기대하는 것은 당연하다. 오래전부터 행해지고 있는 것에 스테레오 사진이라는가 편광안경을 사용하는 입체사진등이 있는데, 어느 것이나 영상을 비껴놓은 두장의 사진으로 입체감각이 생기게 하는 것이다. 이 방법은 X선 사진 분야에서도 응용되고 있다.

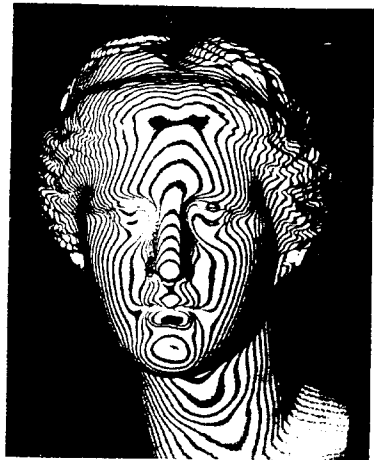


그림 14. Moire Topography

인체표면을 지형을 본따서 Moire줄 무늬를 이용하여 등고선을 그리게 하는 시도도 행하여 지고 있다. 이것이 Moire topography이다. 좌우 한쌍의 광원 앞에 격자를 놓고 물체를 조사하였을 때 물체표면에 생기는 줄무늬 분양을 후백 필름으로 찍으면 등고선도를 그릴 수 있다.

#### 7. 화상획득 및 정보 전송 시스템

X선 필름시스템이 아날로그 영상을 디지털화하면



영상 Data를 컴퓨터에 의해 처리함으로써 영상의 질을 개선할 수 있고, 기능 해석과 정량분석이 가능해져 진단의 정확성을 높일 수 있다. 화상을 마그네틱 디스크 등과 같은 고밀도 정보 기록 매체에 보존할 수 있어 보관에 필요한 면적을 줄이고 노동력 감소등 필름 보관관리에 따르는 여러 문제들을 개선 할 수 있다. 각종 영상정보를 통합하여 디지털 정보로 관리되므로 정보시스템의 Net-Working으로 서로 다른 장소에서의 영상 전송 및 저장이 가능한 PACS 시스템이 이루어진다.

따라서 짧은 시간에 정보의 이동과 검색이 가능하여 진료에 관계되는 영상을 포함한 모든 데이터를 통합 관리할 수 있어 종합적인 병원 정보 시스템(HIS)의 구축이 가능하여 진료 서어비스의 질이 향상된다. 또한 영상의 컴퓨터 인식에 의하여 자동진단이 가능한 전문가 시스템이 기대된다.

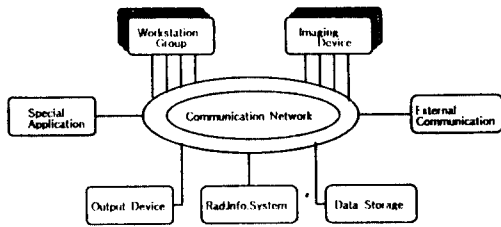


그림 15. 병원 정보 시스템의 네트워크 체계

参 考 文 献

[ 1 ] All Digital Nuclear Medicine Department

(PACS). GM Kolodny(Ed). Seminars in Nuclear Medicine. 20:189-277. 1990.

[ 2 ] Arenson RL, Chakraborty DP, Schadri SB, Kundel HL: The digital imaging workstations. Radiology 176:303-315. 1990.

[ 3 ] HaynorDR, Kim Y : Digital radiology system requirements document. Center for Imaging Systems Optimization. Unversity of Washington, Seattle. 1991.

[ 4 ] ARC-NEMA Digital Imaging and Communication Standards Committe : Digital Imaging and Communication. ACR-NEMA 300-1988. 1988.

[ 5 ] Medical Imaging VI : Imaging Processing. MH Loew(Ed). Proc SPIE 1445. 1991.

[ 6 ] Medical Inaging V : Image Processing. MH Loew(Ed). Proc SPIE 1652. 1992.

[ 7 ] Takeno Y, Iinuma T, Takano M(eds) : Computed Radiography. Spriger, Tokyo. 1987.

[ 8 ] Greene RE, Oestmann J-W : Computed Digital Radiography in Clinical Practice. Thieme Medical Publishers, Inc., New York, 1992.

[ 9 ] Sonoda M, Takano M, Miyahara J, Kato H: Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology 148:833-838. 1983.

## 筆者紹介



南 尚 熙

1956年 12月 24日生

1978年 2月 영남대학교 이과 대학 물리학과

1980年 2月 영남대학교 대학원 물리학과(석사)

1988年 8月 영남대학교 대학원 물리학과(박사)

1980年 2月 ~ 1990年 2月 대구 보건의문대학 방사선과 부교수

1990年 3月 ~ 1994年 인제대학교 부건대학 의용공학과 조교수

주관심 분야 : Xeroradiograph, PACS System