

핵의학 영상 진단 장치

郭 哲 銀

서울대학교 醫工學科

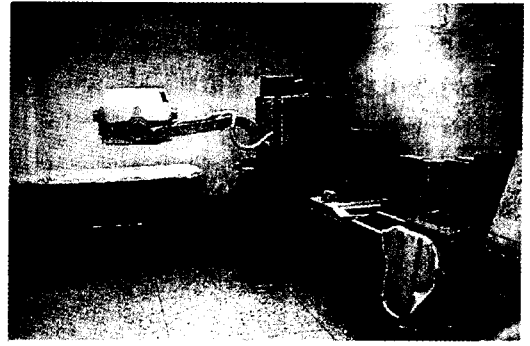
핵의학은 1960년초 국내에 도입되어 지난 35년간 환자의 진단 및 치료에 공헌한 바가 지대한 진단 및 치료의학의 한 분야이다. 진단용 의학영상이 질병의 비관혈적 조기관찰과 평가를 목적으로 하는 바 인체 촬영과 영상구성에 사용되는 도구 또한 X선, 감마선, 초음파, 전자과등 다양하였으며, 이러한 방사선원(Radiation source)이나 음원을 이용하는 의료 영상 기기들은 체내 장기 및 조직의 이상유무를 각 선원의 특성에 따라 고유한 영상으로 표현해 내므로써 진단목적에 따라 선택적, 보완적으로 사용되었다. 핵의학영상은 인체에 주입된 방사성동위원소(Radioisotope) 또는 방사성동위원소로 표지된 방사성의약품(Radiopharmaceuticals)이 일정시간(반감기; half life)동안 붕괴할 때 방출하는 감마선(또는 베타선)을 방사선원으로 사용하여 체내 장기 및 조직의 동태나 기능을 동적영상화(Dynamic imaging), 수치정량화(Numerical quantification)하므로써, 이들 장기의 기능상태를 정량적으로 파악하거나 나아가 생화학적 또는 대사단계(Biochemical or metabolic stage)에서 질병의 유무를 진단할 수 있도록 하는 매우 독특한 의학영상의 한 분야이다. 핵의학영상에 사용되는 영상기기를 보통 스캔장치(Scanning instrument) 또는 감마카메라(Gamma camera)라고 부르는데, 초기의 직선이동형스캐너(Rectilinear scanner), 감마카메라에서부터 최근의 단일광자 단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography; 이하 SPECT), 양전자 단층촬영(Positron Emission Tomography; 이하 PET)에 이르기까지 영상법 및 기기의 발전은 해를 거듭할수록 첨단화, 고품질화되어 가고 있다. 핵의학 기기로서 최초로 사용되었던 방사선 검출기(Radiation detector)를 직선운동 주사장치(Scanner)에 부착하여 환자의 촬영부위를 선형으로 주사하므로써 감마선 영상을 구성하였던 초기의 직선이동형스캐너는 Hal Anger에 의하여 고안된 감마카메라(Gamma camera; 일명 Anger camera)의 출현으로 점차

그 자취를 감추었고, 최근에는 감마카메라를 이용한 평면영상장치(Planar imaging system)나 SPECT 장치가 대부분이며 양전자 방출 방사성동위원소를 이용하는 PET의 출현으로 고리형검출기(Ring detector)를 이용한 핵의학영상기기가 근자에 널리 보급되기 시작하고 있다. 따라서 핵의학영상기기에서 감마카메라는 가장 근간이 되는 영상장치라고 할 수 있으며, 컴퓨터 기술의 발전에 따라 고화질, 다양한 형태의 단층촬영기기가 최근에는 주로 보급되고 있어, 감마카메라 장치를 간단히 소개하고 이를 이용한 핵의학 단층촬영기기인 SPECT와 첨단 핵의학영상장치인 PET에 대하여 소개하고자 한다.

II. 감마카메라

감마카메라는 발명자의 이름을 빌어 Anger 카메라라고 불리우기도 하고, 감마선이 섬광결정체(Scintillation crystal)에 도달하여 섬광을 내기 때문에 일명 섬광카메라(Scintillation camera)라고 불리우기도 한다. 감마카메라는 1958년 미국의 Donner 실험실에서 Hal Anger에 의하여 최초로 고안된 핵의학 영상기기이다. 감마카메라는 직선이동형스캐너와는 달리 촬영시간동안 하나의 섬광검출기(Scintillation detector)가 주사부위를 이동하지 않고 주사부위 전체를 동시에 촬영할 수 있도록 여러개의 섬광검출기를 2차원적으로 배열한 형태를 가진다. 일정 시간 또는 일정 계수농도(Count density)를 정하여 일시에 스캔상을 구성하는 기기이며 단시간에 스캔상을 얻을 수 있어 타 의학영상기기와는 달리 인체 장기의 동태검사(Dynamic study)에도 사용될 수 있다. 반면, 감마카메라만으로는 직선이동형스캐너로 가능한 단층상을 구성할 수 없으므로 감마카메라와 단층상을 얻는 컴퓨터 기술을 결합하여 근래에는 SPECT 장치가 보편화되는 단계에 와 있다.

일반적인 감마카메라는 그림 1과 같으며 감마카메라로 체내 방사성동위원소의 분포를 촬영할때



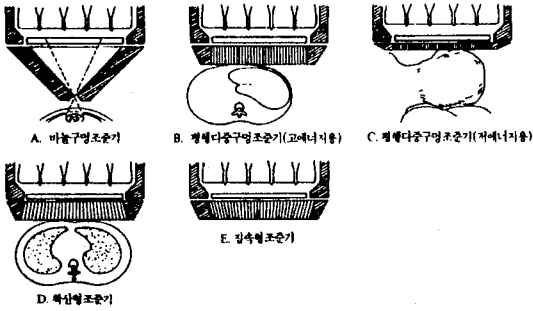
〈그림 1〉 대표적인 핵의학 영상진단기기인 감마카메라와 주변장치(Courtesy of Seoul National University Hospital, Korea)

영상을 단시간에 구성하고 분석하기 위하여 몇가지의 주변 기기가 필요하다. 감마카메라의 기본적인 구성은 다음과 같다.

- 1) 조준기(Collimator)
- 2) NaI(Tl) 결정(Crystal) 및 광전자증배관(Photomultiplier tube;PMT)
- 3) 파고분석기(Pulse height analyzer;PHA)와 마이크로프로세서
- 4) 영상기록장치(Image recording unit)와 영상 표시장치(Image display unit)
- 5) 전신스캔보조장치(Whole body scan support unit)
- 6) 컴퓨터시스템(Computer system)

1. 조준기(Collimator)

그림 2와 같은 조준기는 스캔부위에서 방출되는 감마선을 기하학적으로 제한하여 필요한 부위에서 방출되는 감마선만이 NaI(Tl) 결정과 반응하도록 하는 매우 중요한 기구이다. 조준기는 감마카메라의 집속 렌즈의 역할을 한다고 볼 수 있다. 조준기는 영상구성 목적에 따라 여러 종류가 있으며, NaI(Tl) 결정의 바로 전면부에 부착하여 사용하는 것이 보통이다. 보편적으로 사용하는 조준기는 다중구멍조준기(Multihole collimator), 바늘구멍 조준기(Pinhole collimator), 집속형/확산형 조준기(Converging/Diverging collimator)등이며 이들



(그림 2) 핵의학 영상진단기에서 많이 사용되는 조준기

간의 적당한 혼합 형태도 사용된다.

가) 다중구멍 조준기(Multihole Collimator)

다중구멍 조준기는 일명 평행다중구멍조준기(Parallel multihole collimator)로도 불리운다. 납으로 된 원관에 많은 수의 평행 구멍이 뚫린 것이 가장 흔히 사용되는 조준기이다. 다중구멍조준기를 사용하는 경우 스캔부위와 조준기사이의 거리에 무관하게 일정한 크기의 스캔상을 구성할 수 있다. 그러나 물체와 조준기 사이의 거리가 가까울수록 스캔부위에서 방출되는 감마선을 주변 방사선에 비하여 많이 검출할 수 있어 해상력(Resolution)이나 대조도(Contrast)가 우수한 스캔상을 구성할 수 있다. 반면에 거리가 멀어질수록 상대적으로 계수농도가 떨어져 스캔상의 질이 나빠진다. 다중구멍조준기를 사용하여 촬영하는 경우 사용되는 방사성동위원소에서 나오는 감마선의 에너지에 따라 스캔상의 질이 달라진다. 감마선의 에너지가 낮으면 구멍사이의 격벽(Septum)이 얇은 것을 사용하고 에너지가 높을수록 격벽이 두꺼운 조준기를 사용한다. 높은 에너지에 대하여 두꺼운 격벽을 쓰는 경우 감마선을 지나치게 차단하므로 민감도(Sensitivity)와 해상력이 다소 떨어진다.

나) 바늘구멍조준기(Pinhole Collimator)

바늘구멍조준기는 납으로 된 속이 빈 원추형으로 뾰족한 끝부분에 작은 구멍이 나 있는 조준기로서 감마카메라가 출현하면서 최초로 사용되었다. 다른 조준기에 비하여 해상력이 우수한 스캔상을 구성할 수 있고 종축단층상(Longitudinal tomogram)

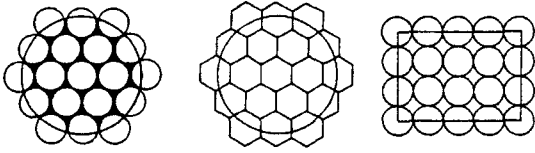
구성에 응용된 조준기이다. 그러나 통과되는 감마선량이 상대적으로 적어 민감도가 떨어진다. 민감도는 스캔부위와 조준기 사이의 거리의 제곱에 반비례하는 특성을 가지므로 충분한 정도의 민감도를 얻기 위해서는 가능한 한 밀착주사(Contact scan)를 하여야 한다. 바늘구멍 조준기는 원추형이므로 감마카메라 표면에 나타나는 영상은 실제 스캔 대상보다 확대되어 나타나므로 작은 장치의 스캔에 용이한 조준기이다.

다) 집속형/확산형 조준기(Converging/Diverging Collimator)

확산형조준기는 넓은 부위의 스캔부위를 작은 직경의 감마카메라로 스캔하기 위하여 고안된 조준기로서 조준기의 구멍이 스캔부위를 향하여 확산하는 형태를 띤 것이다. 평행구조를 갖는 조준기와 비교해 볼 때 불필요한 주변 방사선이 계수되어 민감도와 해상력이 떨어진다. 집속형 조준기는 바늘구멍조준기와 다중구멍조준기의 혼합 형태로서 바늘구멍조준기의 높은 해상력과 다중구멍조준기의 높은 민감도 특성을 고루 갖추고 있다.

2. NaI(Tl) 결정(Crystal) 및 광전자증배관(Photomultiplier Tube)

감마카메라의 민감도와 해상력은 NaI(Tl) 결정의 두께와 광전자증배관의 증배율에 의하여 좌우된다. NaI(Tl) 결정의 두께가 두꺼울수록 포획된 감마선에 의한 광자 생성도가 우수하며 따라서 적은 양의 감마선에 대하여도 민감하게 반응한다. 보통 사용되는 NaI(Tl) 결정의 두께는 0.5inch(13mm)이며 우수한 민감도의 스캔상을 얻기 위하여 좀더 두꺼운 결정을 선택하기도 한다. 한편 감마카메라는 일련의 광전자증배관을 2차원 평면에 배열하여 일시에 스캔상을 구성하는 구조를 가지므로 가능한 한 광전자 증배관의 크기를 작게 하고 그 수를 최대한 늘려서 해상력이 우수한 스캔상을 얻을 수 있다. 광전자 증배관의 수는 초기에는 그림 3과 같이 19개이었으나 점차 증가하여 37, 61, 91개 등으로 그 수가 증가되는 경향을 보이고 있다. 최근에는 원형(정확히는 육각형) 배열이 아닌 직각형 배열(Rectangular aperture)의 감마카



(A) 원형 (B) 육각형 (C) 직각형

〈그림 3〉 감마카메라의 광전자증배관의 배열의 예

메라가 개발되어 우수한 스캔상을 제공함은 물론 전신주사(Whole body scan)과 같은 검사가 용이하게 되었다. 또한 NaI(Tl) 결정도 여러 개를 사용하는 다중결정(Multicrystal) 감마카메라가 개발되어 민감도가 향상된 스캔상을 구성하게 되었다.

3. 파고분석기(Pulse Height Analyzer) 및 마이크로프로세서

파고분석기는 2개의 독립된 비교회로(Comparator)로 구성되어 있다. 스캔에 사용되는 방사성동위원소에서 방출되는 감마선의 에너지에 맞는 하한선별(Lower level discrimination; LLD)과 상한선별(Upper level discrimination; ULD)을 하고 기록장치나 표시장치에 전달할 전압파형(Voltage pulse)을 정한다. 감마카메라에 사용되는 파고분석기는 방사성동위원소의 종류에 따라 자동 선별할 수 있거나 사용자가 쉽게 선별하도록 설계되어 있다. 보통 사용자가 방사성동위원소의 종류를 선정해주면 감마카메라 결정의 각 부위에서 감마선을 검출하는 것은 동조(Tuning)된 파고분석기의 에너지 식별영역내에서 자동적으로 선별한다. 이러한 기능을 갖는 감마카메라는 반드시 마이크로프로세서를 부착하여 일련의 감마선량 측정치 또는 측정 절차를 조절하도록 되어 있다. 마이크로프로세서는 핵의학기에 부착된 컴퓨터에 비하여 비교적 단순하고 기본적인 기능을 수행하는데 동적균일도보정(Dynamic uniform field correction; DUFC)에 의한 균일 스캔상을 구성할 수 있도록 하는 등 감마선측정의 초기 단계에서 매우 중요한

역할을 담당한다.

4. 영상표시장치(Image Display Unit) 및 기록장치(Recording Unit)

가) 표준음극선관(Cathode Ray Tube; CRT)

음극선관은 감마카메라에서 스캔상을 만드는 표준장치로서 일명 브라운관(Brown tube)이라고도 불린다. 파고분석기와 마이크로프로세서를 거친 전압 파형들이 음극선관에 도달하게 되면 관속의 음극에서 전자가 방출된다. 이 전자가 수천 볼트의 고전압을 통과하며 가속되고 음극선관의 표시부에 충돌하면 작은 점들로 된 빛이 발생한다. 전자는 음극선관의 표시부에 입힌 피막의 종류에 따라 고유한 색상의 빛을 낸다. 표준음극선관에 의하여 생성되는 빛은 전자가 충돌한 후 생긴 일시적인 빛이다. 스캔상을 기록하기 위해서는 일정 시간동안 인화지나 폴라로이드 필름 또는 일반 카메라용 필름에 노출시켜 스캔영상을 얻는다. 근래에는 섬광카메라에 컴퓨터를 부착하여 일련의 일시적인 스캔상을 얻고 이를 디지털화하여 컴퓨터 기록 장치에 저장하고 표시하는 방법이 보편화되었다.

나) 잔상음극선관(Persistence Cathode Ray Tube)

잔상음극선관은 감마카메라로부터 일시적인 광점(Light dot)들이 표시 화면에 비교적 장시간동안 스캔상을 형성할 수 있도록 광점을 축적하는 장치이다. 형성된 스캔상은 균일도(Uniformity) 및 해상력이 나쁘기 때문에 검사직전 환자의 위치 선정을 위한 대략적인 관찰을 위해 쓰이도록 일반적으로 섬광카메라의 측면에 부착되어 있다.

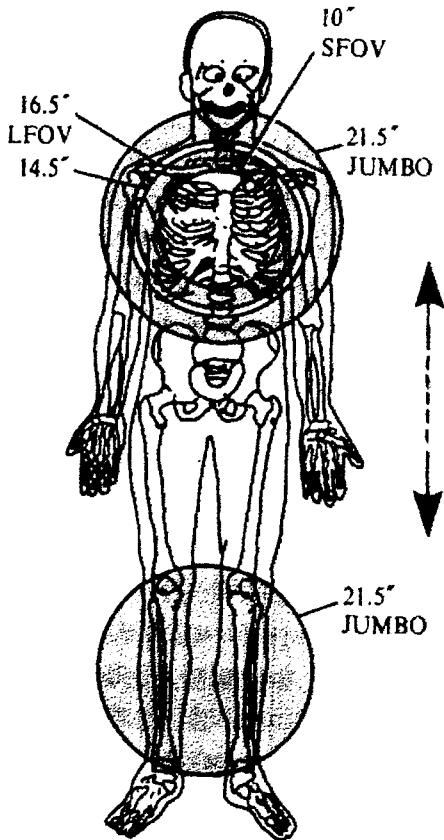
다) 다중영상장치(Multiformat Camera System)

감마카메라를 이용한 장기의 동태검사 또는 전산화 단층촬영 등 다중촬영의 빈도가 증가함에 따라 단시간내에 연속적으로 많은 스캔상을 기록할 수 있는 장치가 필요하게 되었다. 그 결과 개발된 것이 다중촬영장치이다. 다중촬영장치는 표준음극선관을 개량하여 한 개의 음극선관에 단시간에 연속적으로 여러개의 스캔상들을 축소하여 표시하도록 한 것이다. 즉 4초 동안에 1초 간격으로 4개의

스캔상을 기록하고자 하는 경우 한 개의 음극선관이 4개의 구획으로 구분되어 각각의 구획에 1초 간격으로, 연속적으로 4개의 스캔상이 구성되도록 고안된 것이다. 이렇게 구성된 스캔상이 필름에 감광된다. 따라서 음극선관의 제어장치를 조절하여 6개, 8개 등의 스캔상을 연속적으로 기록할 수도 있다.

5. 전신스캔보조장치(Whole Body Scan Support Unit)

보통의 감마카메라는 검출기 배열과 NaI(Tl) 결정의 모양이 원형 또는 정방형(Square)으로 되어 있어 그림 4와 같이 일시에 전신 스캔을 할 수 없다. 따라서 전신을 일시에 스캔하는 대형의 감마카메라를 만드는 대신에 보통 크기의 감마카메라를



(그림 4) 감마카메라를 이용한 전신 영상 촬영의 예

환자의 머리부터 발끝까지 또는 그 반대방향으로 일정 시간동안 균일한 속도로 이동시켜 스캔하도록 돕는 보조기계장치를 사용한다. 가장 널리 사용되는 전신스캔보조장치는 레일위를 감마카메라가 움직이도록 고안된 것으로 정밀한 기계장치와 전자제어장치가 필요하다. 감마카메라의 이동 위치에 따라 스캔된 부분 영상을 일정 비례로 축소하여 한 장의 필름에 감광시키거나 컴퓨터에 수록하고 재구성하여 사용한다.

6. 컴퓨터시스템(Computer System)

핵의학 영상기기는 감마선검출부에서 필름감광에 이르기까지의 모든 과정이 검출소자와 기계, 전자장치의 발전에 따라 눈부시게 발전해왔다. 특히 전자기술 및 제어기술의 발전이 현재의 핵의학기가 널리 사용되는데 큰 공헌을 하였다. 컴퓨터기술이 다양화하고 저가격화함에 따라 최근의 핵의학 영상기기에서 컴퓨터는 필수 불가결의 장치가 되었다. 핵의학에 이용되는 컴퓨터도 하드웨어(Hardware)로 불리는 전기기계부(Electromechanical part)와 소프트웨어(Software)의 비전기기계부(Nonelectromechanical part; program and operation)로 구성되며, 보통 소프트웨어라함은 전기, 기계적 실체를 운용하고 사용자와의 정보교환을 위한 포괄적 의미의 운영체제이다. 여기에는 사용자가 접근할 수 있는 부분과 컴퓨터의 기종에 따라 사전에 정해져 있는 부분이 있다. 핵의학 목적으로 사용되는 컴퓨터에서의 소프트웨어는 통상 전자의 사용자 접근이 가능한 것을 말한다. 전기기계부는 입력부(Input), 처리부(Processor), 기억부(Memory), 출력부(Output) 4부분으로 구별된다.

가) 입력부(Input)

핵의학 컴퓨터의 입력부는 감마선 데이터를 감마카메라 또는 기타 감마선 검출기로부터 받아들이는 부분이 감마선 데이터는 섬광검출기에서 검출된 유효 감마선의 양적 수치인 계수(Count)와 해당 감마선이 발생된 위치의 2차원 정보, 즉 평면좌표를 포함한다. 이 데이터는 검출기와 파고분석기에 부착된 마이크로프로세서와 부수 전자 장치

에 의하여 생성되는 일련의 아나로그형 전압파형이다. 대부분의 컴퓨터는 디지털 컴퓨터이므로 입력부의 중요한 역할의 하나는 아나로그형 전압 파형을 컴퓨터에서 인식할 수 있도록 디지털 형태로 전환하는 것이다. 이 과정에 사용되는 장치인 아나로그디지털변환기(Analog to digital converter; ADC)는 최종 구성되는 영상에 절대적으로 중요한 영향을 미치는 부분으로서 스캔상의 해상력, 왜곡등을 결정한다. ADC는 감마카메라로부터 나오는 위치정보(감마선이 발생된 곳의 평면좌표)를 변환하는데 사용되며, 감마선량 데이터는 과고 분석기를 통과한 일련의 전압 파형을 디지털계수기(Digital counter)에서 계수한 후 그 결과를 해당 좌표의 현 계수치에 그대로 더하여 사용한다. 입력부의 왜곡(Distortion)이나 오동작(Malfunction)은 스캔상의 질을 좌우한다. 따라서 주기적인 정도관리(Quality control)를 통하여 해상력, ADC의 직선성(Linearity), 계수불능시간(Dead time)을 측정, 유지한다.

나) 처리부(Processor)

처리부는 입력된 감마선 데이터를 검사 목적에 따라 주어진 소프트웨어에 의하여 재구성 또는 전환하고 기타 컴퓨터 부분을 통제, 제어하는 부분이다. 보통의 컴퓨터와 같이 핵의학기에 사용되는 컴퓨터에서도 가장 중요하고 핵심이 되는 부분을 중앙 연산처리장치(Central processing unit; CPU)라고 하는데 이 장치를 통하여 입력부의 감마선 데이터를 계산하고 그 결과를 기억부에 저장하며 수시로 출력부에 결과 데이터를 내보낸다. 일련의 처리 과정은 통상 소프트웨어에 의하여 통제되며, 이 프로그램은 크게 컴퓨터의 기본적인 운영체제(Operating system)와 기기 제작자에 의하여 공급되는 응용 소프트웨어(Application software)로 구분된다. 통상의 운영체제는 핵의학 컴퓨터로 선정된 컴퓨터에 따라 다르며 사용자가 이에 접근할 기회는 거의 없다. 응용 소프트웨어 역시 기기의 제작자에 따라 검사 결과의 산출 방식이 다르지만 사용자가 용이하게 프로그램을 수정, 보완하여 사용할 수 있도록 접근이 가능하도록 한 것이 통례이다. 프로그램에 의한 방법은 다양하게 개발되어

있는 컴퓨터 언어를 통하여 가능하다.

다) 기억부(Memory)

핵의학 컴퓨터 장치의 기억부는 보통의 컴퓨터와 마찬가지로 임시기억부(Temporary storage)인 메모리와 영구기억부(Permanent storage)인 디스크장치로 대별되며, 그 용량과 데이터 입/출력 속도에 따라 다양하다. 메모리의 용량은 반도체 기술의 발전으로 과거에는 수 KByte 정도이었으나 최근에는 수십 MByte에 이르고 있다. 영구기억부는 같은 기종의 서로 다른 컴퓨터간에 환자영상이나 데이터 교환이 용이하며, 장시간 저장이 가능한 장점이 있다. 초기의 종이테이프(Paper tape)에서부터 자기테이프(Magnetic tape), 유연성자기디스크(Floppy disk), 고정형자기디스크(Fixed magnetic disk) 그리고 광디스크(Optical disk)등이 모두 영구기억장치로 사용된다.

라) 출력부(Output)

출력부는 컴퓨터에서 처리된 각종의 결과를 사용자가 인식할 수 있도록 수치화하거나 영상을 표시해 주는 부분이다. 가장 대표적인 출력 장치로는 비디오 장치(Video monitor)와 프린터(Printer)가 있다. 비디오장치는 실시간에 스캔상이나 각종의 결과를 흑백 또는 단색이나 의사 색상(Pseudocolor)을 이용하여 표시하는데 사용되며, 프린터는 수치 및 문자 데이터를 기록, 보관하고 이외에도 화면복사장치(Hard copy)가 사용되기도 한다.

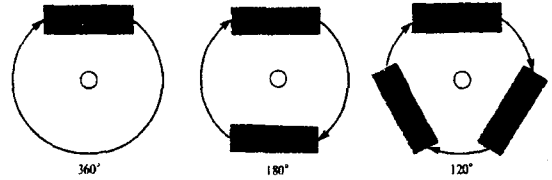
III. 방출전산화단층촬영장치 (Emission Computed Tomography; ECT)

지금까지 설명한 기기는 초기의 스캐너와 그후 도입된 감마카메라인데 주로 단순한 평면 스캔상을 만들어내는 기기들이다. 평면스캔상 촬영기기는 평면의 정적(Static) 및 동적(Dynamic)촬영에 유용한 기기이며, 따라서 3차원적 입체 구조를 갖는 장기의 구조나 동태를 정확히 표현하기는 불가능하다. 즉, 평면 스캔상은 3차원 촬영체를 특정방향

에서 관찰한 2차원적 영상이기 때문에 깊이(Depth) 정보를 잃게 된다. 서로 다른 깊이에서 방출되는 방사선, 즉 감마선이 중첩(Superposition)된 영상을 얻는 것이므로 대조도(Contrast)나 해상력(Resolution)도 크게 떨어진다. 이러한 문제를 해결하고 우수한 3 차원 스캔상을 구성하고자 고안된 것이 방출전산화단층촬영장치이다. Brownell 등이 최초로 양전자방출 방사성동위원소(Positron emitting radioisotope)를 사용하여 단층촬영을 시도하였고, 그후 Kuhl과 Edward가 단일광자방출 방사성동위원소(Single photon emitting radioisotope)를 이용하여 장기의 횡단면(Transverse section)의 스캔상을 얻을 수 있는 스캔장치를 개발하였다. 이외에도 Anger가 초점수렴형조준기(Focused collimator)를 사용한 직선이동형스캐너 및 감마카메라로 장기의 종단면(Longitudinal section) 스캔상을 얻을 수 있는 방법을 고안한 바 있으나, 핵의학 단층촬영방법은 방출된 감마선을 검출하여 스캔상을 구성하므로 방출전산화단층촬영(Emission computed tomography; ECT)에 속하며, SPECT와 PET가 주를 이루고 있다. SPECT는 보통 감마카메라를 1개 이상 사용하는데 기계적 회전 장치를 부착하여 쉽게 회전하도록 구성되어 근래에 널리 보급된 단일광자방출 방사성동위원소용 핵의학 영상기기이다. SPECT와 비교할 때 PET는 C-11, N-13, O-15, F-18등 짧은 반감기를 갖는 양전자방출 방사성동위원소를 생성하기 위하여 원형입자가속기(Cyclotron)를 함께 설치해야 한다. PET로는 SPECT로 검사가 불가능한 생화학적 검사나 대사연구 등이 가능하여 최근에 가장 관심이 집중되고 있는 핵의학 영상기기이다.

1. 단일광자단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography; SPECT)

SPECT 장치는 감마카메라로 촬영된 일련의 스캔상을 재조합, 재구성하여 횡단면단층상을 생성하기 때문에 일반적인 감마카메라에 카메라회전용 지지대(Gantry)와 영상재구성용 컴퓨터가 반드시 부착되어 일련의 스캔상 처리를 하게 된다. 컴퓨터로는 기계-전기적 데이터 전송 관계도 제어하는



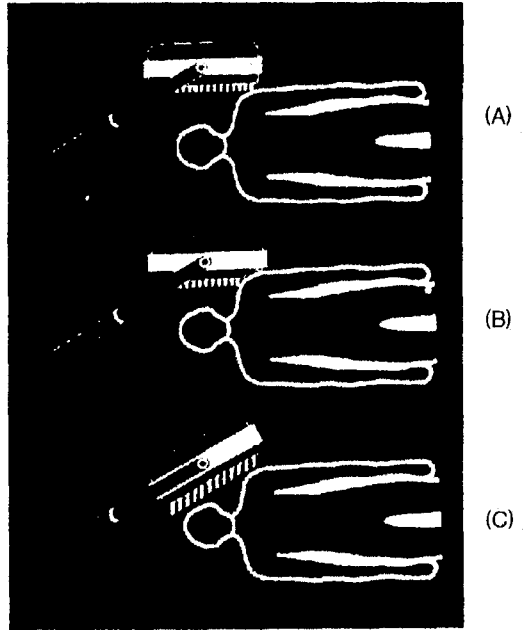
(그림 5) 감마카메라를 이용한 SPECT 장치의 구성

테 영상획득에서부터 단층상을 재구성해내기까지의 모두 6단계를 거치며 이 모든 단계에 단층상의 화질에 중요한 영향을 미치는 변수들이 있다. SPECT 촬영의 6단계는 스캔상 획득(Data acquisition), 스캔상 전송(Computer interface), 재구성전처리(Preprocessing), 재구성(Reconstruction), 재구성후처리(Postprocessing), 단층상 표시(Tomographic display)이며 다음에 이를 소개한다.

가) 스캔상 획득(Data acquisition)

SPECT에서 스캔상을 획득함은 각 회전 각도에 대하여 일정 시간동안 또는 일정량의 계수를 설정하여 스캔상을 얻는 것을 제외하면 보통의 감마카메라에 의한 스캔상 획득 방법(감마카메라에 의한 동태 검사의 경우는 제외)과 동일하다. SPECT용 감마카메라는 회전을 위한 기계적구동장치와 섬광검출기의 배열 방식에 따라 여러 가지가 있다. 그림 5와 같이 감마카메라가 1개인 경우 360도 회전, 2개인 경우 180도 회전, 3개인 경우 120도를 회전하는 등 감마카메라의 수와 회전 각도의 곱은 항상 1회전인 360도이다. 회전 각도는 감마카메라의 수가 증가함에 따라 비례적으로 감소하는데 동일한 촬영 시간에 많은 계수를 얻기 위하여 감마카메라의 수를 늘리는 것이 해상력 및 대조도 관점에서 유리하다. 보통 감마카메라에 의한 스캔상 획득은 감마카메라나 검출기에서 나오는 감마선량의 분포 정보를 받아들여 특별한 영상 조작(Image manipulation) 없이 그대로 촬영상을 필름이나 기타 기록 장치에 수록하므로써 가능하지만, SPECT에서는 단층상을 재구성하기 위하여 일련의 처리 과정을 거친다. 따라서 스캔상 획득시나

획득전에 몇가지 고려해야 할 사항이 생긴다. 즉, 수집된 감마선 계수의 평면균일도를 유지하기 위한 플러드 수정(Flood correction)과 검출기정렬(Head alignment), 감마카메라의 심광결정체 및 광전자증배관의 민감도(Sensitivity) 차이를 보정하기 위한 민감도변화보정(Sensitivity variation correction), 재구성 단층상의 왜곡을 방지하기 위한 회전반경(Radius of rotation; ROR) 회전중심(Center of rotation; COR) 보정, 그리고 회전하는 감마카메라의 지지대안정성(Gantry stability) 등이다. 이러한 일련의 사항을 보정하여 유지하는 과정을 핵의학 영상기기의 정도관리(Quality control)라 하는데 플러드 수정은 감마카메라의 정도관리와 동일하게 1주 단위로 통상 노출된 플러드 선원(Flood source)을 사용하여 충분한 -약 30,000,000 -계수를 수집한 후 육안으로 관찰하거나 컴퓨터에 의한 계수분포(Count distribution), 평균계수(Mean count), 표준 편차 등을 구하여 감마카메라의 결함(Defect) 여부를 판정한다. 검출기의 정렬(Arrangement)은 SPECT에 사용되는 감마카메라의 수가 증가할수록 더욱 복잡해지며, 이 정렬이 민감도 변화 보정, 지지대 안정성 검사와 함께 스캔상에 결정적인 왜곡(Distortion)을 초래할 수 있다. 회전반경을 설정하는 것은 스캔시 검사 부위의 크기와 모양에 따라 임의로 한다. 감마카메라가 1회전의 투사상을 수집하는 동안 인체 부위에 걸리지 말아야 하며 검사 부위에 최대한 접근하여 계수효율(Counting efficiency)을 높여야 한다. 가장 많이 사용되는 방법은 감마카메라를 원궤도를 따라 회전하는 방법이며, 이 때 불규칙한 인체 외곽(Body contour)때문에 각 회전 각도별 스캔상이 균일한 통계적 성질을 가지지 못하는 단점이 있다. 따라서 최근에는 인체 외곽선을 흉내내어 회전하는 타원궤도회전(Elliptical rotation)방법과 이중원궤도회전(Double circular rotation)방법이 개발되었다. 뇌 촬영시에는 어깨가 걸리지 않고 최대한 거리에 가깝게 밀착해서 스캔을 할 수 있도록 그림 6과 같이 일부절단형(Cutoff type) 감마카메라와 사면조준기(Slant hole collimator)를 사용한 장치가 출현하였다. 보통 핵의학 영상에



(A) 일반 감마카메라를 사용한 경우
 (B) 일부절단형 감마카메라를 사용한 경우
 (C) 사면조준기를 사용한 경우

(그림 6) 밀착 뇌 스캔을 위한 SPECT 감마카메라의 구성 예

사용되는 방사성동위원소의 감마선량은 아주 작은 양이므로 스캔상을 획득할때 최대한 밀착 스캔을 하여 계수효율을 높여야 한다.

나) 스캔상 전송(Computer interface)

스캔상 전송은 SPECT 감마카메라로부터 컴퓨터로 감마선량 및 위치 정보를 전송하는 것을 말한다. 보통의 감마카메라에서 생성되는 모든 종류의 데이터는 아날로그형이다. 핵의학 기기에 부착된 컴퓨터는 디지털 데이터를 처리하므로 카메라와 컴퓨터사이에 ADC가 있다. 이 ADC로 변환하는 과정은 데이터의 왜곡이나 변형을 수반할 수 있다. 왜곡과 변형정도를 ADC의 직선성(Linearity)으로 표현한다. 이 직선성은 부분적 결함에 의한 왜곡 정도과 영상 전반에 걸친 위치편이(Deviation) 정도를 반영한다. 부분적 결함에 의한 왜곡은 교정하기 어렵다. 한편 회전형 감마카메라를 이용한

SPECT는 카메라의 회전중심을 정확히 유지하여야 한다. 즉, 각 회전 각도에서 동일한 회전축을 대할 수 있어야 한다. 회전 중심이 정확히 설정되지 못한 경우 여러 개의 회전 중심에 대하여 각 스캔상이 중첩되어 재구성되므로 해상력 저하는 물론 심각한 영상왜곡이 발생할 수 있다. 최근의 SPECT용 핵의학 기기에는 소프트웨어적으로 여현곡선(Sinogram)에 의한 회전중심 교정방법이 쓰이고 있다. 한편 핵의학 기기의 발전에 따라 감마카메라를 회전시키지 않고 많은 수의 섬광검출기를 원형으로 배열한 고리형검출기를 사용하는 SPECT 기기가 출현하였다. 이 고리형배열 검출소자를 이용한 SPECT 기기는 고정된 기하학적 배열을 사용하므로 회전중심교정 등의 과정을 배제할 수 있으나 촬영 환경이 고정되어 있어 촬영 부위에 따라 밀착 스캔을 할 수 없는 단점이 있으며 환경이 거의 일정한 뇌 촬영에 주로 사용된다.

다) 재구성전처리(Preprocessing)

스캔상의 전처리과정은 보통 관찰하고자 하는 장기이외의 부위에서 방출되는 배경 잡음(Background noise) 또는 기기의 내부에서 발생하는 전기잡음(Electrical noise) 등을 가능한 한 제거하여 해상도 및 대조도를 높이기 위한 처리 과정이다. 일반적인 감마카메라와는 달리 SPECT는 단층상을 구성하기 위하여 역투사(Backprojection) 처리를 하므로 잡음 성분이 지나치게 강조되는 부작용이 발생한다. 따라서 재구성전처리가 필요한데 특히 게이트 심장 SPECT(Gated myocardial SPECT)와 같이 계수율이 낮은 검사일수록 이 과정은 절대적으로 필요하다. 재구성전처리는 저역통과여과기(Low pass filter; LPF) 등을 사용하여 재구성 전에 잡음 성분을 감소시키는 방법이 가장 보편적이다.

라) 재구성(Reconstruction)

감마카메라에 의한 평면스캔상 촬영 방법과 SPECT의 가장 큰 차이점은 재구성과정이다. 평면스캔상은 일상적인 정도관리를 충실히 수행하면 우수한 영상을 얻을 수 있지만 SPECT에 의한 단층상 구성은 재구성과정에 따라 전혀 다른 영상이 구성되기 때문이다. 재구성과정은 크게 역투사

(Backprojection)과정과 여과(Filtering)과정으로 구분된다. 역투사는 감마카메라의 1회전에 대하여 투사(Projection)된 일련의 평면 스캔상들을 다시 원래의 위치로 보내는 과정이다. 즉 검출된 감마선량 계수치를 감마선이 방출된 것으로 예측되는 위치에 표시하는 과정이다. 체내에서 방출된 감마선이 감마카메라 전면의 특정 위치에 도달했을 때 해당 위치에서의 감마선량이 그 방향의 서로 다른 거리 또는 깊이에서 방출된 각 감마선들의 총합(Sum)인 것을 생각하면, 이 총합으로부터 각 깊이에서의 감마선량을 추출하기가 쉽지 않다. 투사상(Projected profiles/image)의 크기 즉, 화소(Pixel)의 수가 작은 경우에는 ILST(Iterative least square technique), ART(Algebraic reconstruction technique), SIRT(Simultaneous iterative reconstruction technique), EM (Estimation maximization), MLE(Maximum likelihood estimation), MEM(Maximum entropy method) 등의 반복적인 방법이 사용될 수 있다. 그러나 64 x 64 나 128 x 128 또는 그 이상으로 투사상의 크기가 큰 경우 모든 스캔상으로부터 단층상을 계산하는데 많은 시간이 소요되는 문제가 발생한다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 고안된 방법이 역투사 방법이다. 역투사는 일정 방향에서 검출된 감마선량 계수치의 합을 그대로 각 깊이에 따라 동일한 값으로 사용하는 것으로 칠을 문힌 붓으로 선을 긋듯이 그 방향의 각 깊이에 동일한 값을 부여하는 방법이다. 이렇게 하여 1회전 스캔상들을 역투사하면 횡단면상이 구성되는데, 이때 동일한 값을 사용하는 데서 비롯되는 성상효과(Star effect)가 발생한다. 이 성상효과를 억제하기 위하여 각 스캔상을 역투사전에 여과(Filtering)하여야 하며, 이를 여과후 역투사(Filtered backprojection)라 하고 이 때 사용되는 여과기(Filter)는 Ramp 여과기이다. Ramp 여과기는 주파수영역에서 선형으로 증가하는 모양을 가지므로 성상효과를 억제하는 효과에 이어 높은 주파수 부분의 잡음 성분도 함께 강조하는 부작용을 낳는다. 따라서 전 처리에서 설명한 바 있는 저역통과, 즉 고역억제 여과기를 적용하여 이러한 잡음강조효과를 줄여야 한다. 여과기에 의

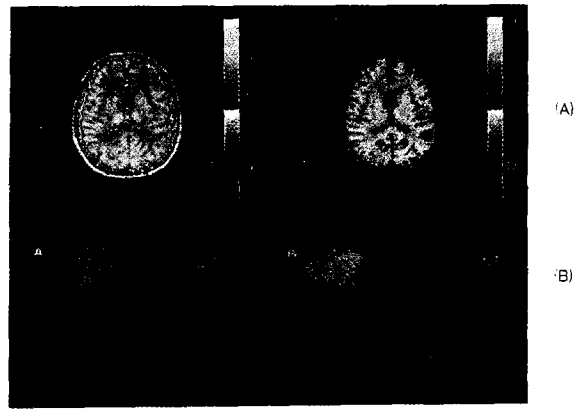
한 잡음 억제는 감마선 계수치에 부(Negative)의 값을 적절히 할당하여 역투사시 발생되는 정상 효과를 줄이고자 하는 것이다. SPECT에서 보통 사용되는 저역통과여과기에는 Butterworth, Shepp-Logan, Hamming, Hanning, Cosine, Parzen 등이 있다. 잡음 성분에 따라 여과기의 특성이 바뀌는 Wiener 여과기와 계수 의존형 Metz 여과기가 사용되기도 한다. 특히 감마선량의 계수 분포는 보통의 정규분포가 아니기 때문에 위의 여과기중 Metz 여과기가 적합한 여과기로 알려져 있다.

마) 재구성후처리(Postprocessing)

재구성과정에서 생성되는 단층상은 3개의 서로 직각인 종,횡단면상으로 이는 각각 횡단면(Transverse plane), 시상면(Sagittal plane), 관상면(Coronal plane)이다. 그러나 위의 재구성 과정에서 알 수 있듯이 투사된 일련의 스캔상으로부터 횡단면상이 구성되면 나머지 두 개의 단층상은 이 횡단면상의 누적으로부터 계산하므로 횡단면상에서 영상 처리를 하면 그 외의 단층상은 같은 영상처리 효과를 얻게 된다. 보통 재구성 후의 횡단면상에 대한 영상처리는 편평화(Smoothing)와 영상강조(Image enhancement)과정이다. 이 처리 과정은 재구성시 선택된 여과기에 따라 영향을 받는 임의 처리 과정이다.

바) 단층상표시(Tomographic Display)

보통의 평면 스캔과는 달리 SPECT는 3차원 대상물체에 대한 단층상을 구성하는 것이므로 단층상 표현방식에 여러 가지가 있다. 가장 보편적으로 사용되는 방법은 CRT 화면을 4등분하여 각 사분면에 한 단층상씩 3개의 단층상을 표시하는 방법이다. 이외에도 일련의 각 단층상들을 한꺼번에 화면에 표시하여 각각 관찰할 수 있는 방법도 있다. 그러나 이 방법들은 각 단층상들을 단층면별로 관찰하기는 쉽지만 병변의 상대적인 위치나 3차원적 크기등을 검사하기에는 단점이 있다. 최근의 핵의학기기들은 컴퓨터그래픽의 발달과 함께 3개의 단층상들을 종합하여 입체상을 구성하여 임의의 각도에서 장기를 관찰하는 것도 가능해졌다. 또한 다른 의료영상기기에 의하여 생성된 해상력이 높은 영상과 SPECT나 PET영상을 합성한 새로운 형태



(A) 뇌 합성영상

(B) 종양 합성영상

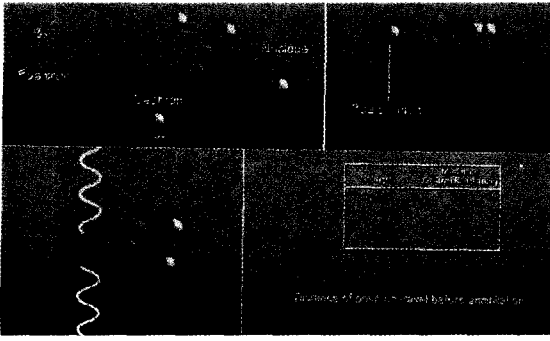
(그림 7) 양전자 단층촬영상(칼라영상)과 자기공명영상(흑백영상)을 합성하여 장기의 해부학적 구조와 기능상태를 동시에 관찰하도록 한 합성 영상

(Courtesy of Seoul National University Hospital, Korea, and University of Michigan School of Medicine, IL, U. S.A)

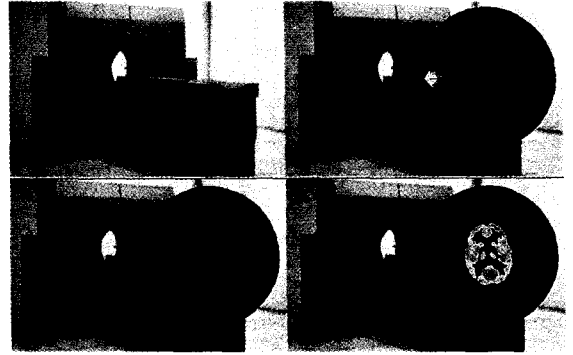
의 진단영상을 구성하여 해상력도 높고 장기의 기능정보(Functional information)도 보여주는 영상을 만들고자하는 노력이 진행중에 있으며 그림 7에 일례를 보였다.

2. 양전자단층촬영(Positron Emission Tomography ; PET)

양전자 방출 방사성동위원소에서는 직접 감마선이 방출되지 않고 그림 8과 같이 일단 양전하(Positive charge)를 띤 전자, 즉 양전자가 방출되어 이 양전자가 매우 짧은 거리를 조직내에서 비행하는 동안 운동 에너지를 상실하여 정지하고 음전하(Negative charge)를 띤 보통의 전자와 결합한다. 이 과정을 소멸반응(Annihilation process)이라고 하는데 이 소멸반응 과정에서 두 전자를 띤 입자가 질량을 손실하면서 0.511 MeV의 에너지를 갖는 두 개의 감마선을 180도 방향으로 방출하

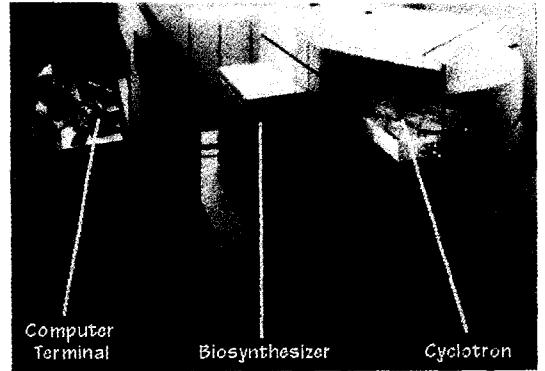


〈그림 8〉 양전자 방출 방사성동위원소의 양전자방출 및 소멸과정(Courtesy of UCLA School of Medicine, CA, U. S. A.)



〈그림 9〉 양전자단층촬영장치의 단층상 구성과정 (Courtesy of UCLA School of Medicine, CA, U. S. A.)

는데 이를 검출하여 영상을 구성하는 장치가 양전자단층촬영장치이다. 양전자단층촬영에 사용되는 방사성동위원소나 방사성의약품은 단일광자방출 방사성동위원소 표지 화합물보다 대개 원자크기가 작고 화학적 성질이 같은 동위원소를 치환하여 사용하므로 인체의 생리적인 물질의 성질이 거의 변하지 않아 생리적, 생화학적 과정을 연구, 관찰하는데 적합하다. 한 쌍의 감마선을 검출하기 위해서는 역시 서로 마주보는 한 쌍의 검출기가 필요하다. 감마선이 방출된 위치는 한 쌍의 검출기를 연결하는 직선상의 어느 곳이 된다. 이 위치를 알기 위하여 필요한 장치가 동시회로(Coincidence circuit)이다. 각 검출기 쌍에 대하여 하나의 동시회로를 부착하여 동시 또는 더 정확히는 일정한 짧은 시간 내에 검출기에 도달한 감마선만을 선택하여 방출 위치를 계산하거나 유효 감마선만을 추출하게 된다. 이렇게 검출된 감마선량을 이용하여 영상을 재구성하는 방법은 SPECT의 경우와 거의 동일하며, 그림 9에 나타내었다. PET에서 원형배열 검출기 세트의 수는 단층상의 수를 결정하며, 작고 민감도가 높은 소자의 개발에 따라 점차 많은 단층상을 구성할 수 있는 장치가 실현되고 있다. PET는 SPECT에 비하여 주변 보조 장치가 많아야 한다. 즉 C-11, N-13, O-15, F-18, Ga-68, Rb-82(발생기제조), Br-75 등 PET 촬영에 많이 사용되는 양전자방출 방사성동위원소는 반감기가 짧기

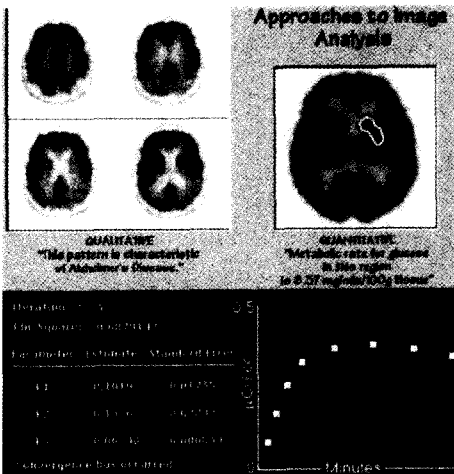


〈그림 10〉 양전자방출 방사성핵종 및 표지 화합물을 생산하기 위한 사이클로트론과 표지화합물 생성장치(Biosynthesizer) 및 제어 컴퓨터 (Courtesy of UCLA School of Medicine, CA, U. S. A.)

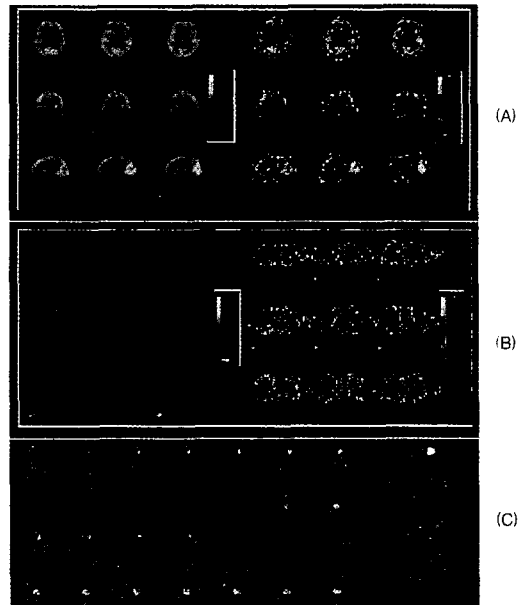
때문에 PET 영상기기에 인접한 곳에서 곧바로 이 방사성동위원소들을 생성할 수 있는 사이클로트론이 있어야 하고, 이 방사성동위원소들을 단시간에 추적화합물(Tracer composite)과 표지(Label)할 수 있는 자동화된 방사성동위원소 표지화합물 생성장치(Radiopharmaceutical delivery system)가 필요하다. 최근의 개발 동향은 PET 시스템을 소형화하는데 가장 중요한 소형의 음이온가속 사이클로트론(Negative ion cyclotron)에 초점이 맞추어

져 있으며 그림 10과 같이 소형의 사이클로트론이 방사성의약품 자동합성장치와 함께 보급되기 시작하였다. 컴퓨터에 의한 단층상 재구성과정은 SPECT와 유사하지만, SPECT에 비하여 높은 에너지를 갖는(SPECT는 보통 140KeV정도의 감마선을 사용하지만 PET은 공히 511KeV의 감마선을 사용한다) 한 쌍의 감마선을 검출하는 방법인 동시회로를 사용하므로 영상의 화질 또한 SPECT보다 월등히 우수하다. PET 영상장치의 앞날은 가능한 한 작고 검출효율이 높은 검출소자(예 : BGO, CsF2, BaF2 등)를 개발하여 더 많은 단층상을 3mm정도의 높은 해상도로서 구성하는 방향으로 갈 것이며, 다양한 양전자방출 방사성동위원소와 이를 표지한 방사성의약품의 개발 연구, 여러 가지의 생화학적 과정을 적절히 묘사하여 모델링할 수 있는 영상분석방법의 연구와 실현으로 꿈의 의료영상 진단기기가 될 것을 의심하지 않는다. 양전자방출 방사성의약품의 개발동향은 인체내의 장

기 또는 조직에의 특이도(Specificity)가 높은, 즉 관찰하고자 하는 장기나 조직 또는 병변에만 선택적으로 섭취되고 기타 다른 조직에는 거의 분포하지 않는 방사성핵종이나 방사성의약품의 연구개발에 집중 투자되고 있고, 그림 11과 같이 뇌의 PET 영상을 이용한 국소 포도당대사를 평가하거나 그림 12와 같이 종양에서의 방사성의약품의 섭취를 정량적으로 분석, 평가하는 연구개발에 많은 노력과 투자가 이루어지고 있어 의학, 자연과학, 공학을 접목하는 총체적 의료 영상기기로서의 PET의 미래는 매우 밝다고 하겠다.



(그림 11) 양전자단층촬영상과 뇌의 포도당대사모델을 이용한 당대사의 정량분석(Courtesy of UCLA School of Medicine, CA, U. S. A.)



(A) 뇌 스캔 영상 (B) 국소 스캔 종양 영상 (C) 전신 스캔 종양 영상(Courtesy of Seoul National University Hospital, Korea)

(그림 12) F-18 표지 FDG 양전자단층촬영상과 표준 섭취계수(Standardized uptake value)를 이용한 매개변수영상(Parametric image)

저자 소개



郭 哲 銀

1960年 3月 15日生

1993年 2月 서울대학교 대학원 전자공학과

1984年 2月 서울대학교 대학원 전자공학과

1982年 2月 서울대학교 공과대학 전자공학과

1996年 3月~현재 서울대학교 의과대학 조교수

1994年 3月~1996年 2月 서울대학교 의과대학 전임강사

1990年 3月~1994年 2月 서울대학교병원 핵의학과 연구원

1983年 1月~1990年 2月 서울대학교병원 의공학과 연구원

주관심분야: 핵의학 영상분석, 방사성추적자 동력학 모델링