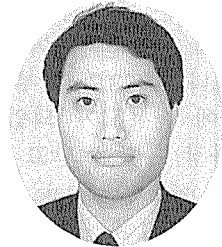


핵의학 영상기기



박 철 은

서울대학교병원 핵의학과

1. 서 론

의학적으로 이용되는 방사성동위원소는 체내에서 장기나 조직에 분포하여 감마선을 방출하므로 주입된 방사성동위원소 또는 이에 부착된 추적자(tracer)의 동태를 파악하기 위하여 적절한 감마선검출장치 또는 영상장치가 필요하다. 최초의 감마선(또는 베타선)검출장치는 1908년 Rutherford와 Geiger에 의하여 고안된 기체충전계측관(gas-filled counter tube)인데 당시에는 주로 기초과학실험에 사용되었고 1950년에 이르러 섬광검출기가 발명되면서 현재의 핵의학영상기기의 모태가 되었다.

초기의 섬광검출기는 섬광계수기(scintillation counter)로서 방사성동위원소의 분포량 또는 집적도를 수치화하는데 주로 사용되었다. 이 섬광검출기를 평면상에서 일련의 직선운동을 하는 기계장치에 부착하여 추적자의 2차원분포 또는 집적상태를 관찰할 수 있게 한 것이 직선 이동형스캐너(rectilinear scanner)이다. 직선이동형스캐너는 1개의 섬광검출기를 일정한 평면내에서 스캔하는 형태를 갖추고 있어 동시에 방사성동위원소의 평면분포를 측정할 수 없기 때문에 추적자

의 동태를 파악하기 어렵고 검사시간이 오래 걸리는 불편을 초래하였다. 섬광검출기를 소형화하고 적절한 2차원 배열을 하여 이러한 문제점을 해결하고자 섬광검출기의 새로운 구성형태가 나타났다. 이것이 1958년 Anger에 의하여 고안된 섬광카메라(scintillation camera)이다.

섬광카메라의 출현으로 핵의학영상기기의 발전은 진일보하였고 컴퓨터관련기술이 발전함에 따라 신뢰도(reliability)와 해상력(resolution)면에서 훨씬 향상된 핵의학영상을 구성할 수 있게 되었으며, 컴퓨터가 섬광카메라에 필수적으로 부착되어 장기의 전반적인 동태검사도 매우 쉬워졌다. 핵의학기기의 발전은 1970년 초반 첨단소재와 선진기술에 의한 전산화단층촬영 기기의 출현을 계기로 새로운 장을 열게 되었는데, 단일광자방출 전산화단층촬영술(single photon emission computed tomography; SPECT)의 보급과 함께 최근 양전자방출 단층촬영술(positron emission tomography; PET)이 도입되어 핵의학영상진단의 일대 혁신을 예고하고 있어, 핵의학영상기기의 발전에 따른 각 기기의 특성과 영상원리 그리고 최근의 단층촬영기기를 소개하고자 한다.

2. 핵의학에 사용되는 스캔장치(Scanning Instrument)

가. 직선이동형스캐너(Rectilinear Scanner)

1950년 미국의 UCLA(University of California in Los Angeles)에서 Cassen 등에 의하여 고안되어 환자의 진료에 이용되어 온 직선이동형스캐너는 1960년대까지 핵의학 기기의 중추역할을 해 왔으나 섬광카메라의 출현으로 최근에는 거의 쓰이지 않는다. 직선이동형스캐너는 섬광검출기가 스캔 평면위를 움직이면서 각 스캔부위에 방출되는 감마선을 모아서 영상을 구성하는 기기이다.

섬광검출기의 전면에 여러가지 형태의 조준기(collimator)를 부착하여 일정한 깊이의 스캔부위에서 방출되는 감마선만을 선별적으로 측정할 수 있어 단층 스캔의 효과를 거둘 수 있다. 그러나 1개의 섬광검출기로서 전체 스캔부위의 감마선량을 측정하는데 장시간이 소요되기 때문에 움직이는 장기를 스캔하거나 동태검사는 부적합하다. 직선이동형 스캐너는 섬광검출기(scintillation detector)와 조준기, 기계적구동장치(mechanical driving unit), 파고분석기(pulse height analyzer) 그리고 기록장치(recording unit)의 4부분으로 구성되어 있다.

섬광검출기의 전면부에는 수개의 구멍이 뚫려 있는 납으로 된 조준기가 있어, 스캔부위에서 방출되는 입의 방향의 감마선중에서 일정한 방향의 감마선만이 섬광검출기속으로 들어올 수 있도록 되어 있으며 조준기의 구조나 모양에 따라 적용방법이 다양하다. 조준기의 바로 뒤에는 탈륨원소가 포함된 NaI(Tl) 결정체(crystal)가 있어 조준기를 통하여 들어온 감마선들과 반응하여 파장이 약 400nm인 청자색 빛 즉 광자를 생성한다. 이 광자들은 그 강도가 매우 미약하므로 NaI(Tl) 결정체의 바로 뒤에 부착된 광전자 증배관(photomultiplier tube;PMT)에서 전자로 변환된 후 일련의 고전압이 걸려 있는

다이노우드(dynode)를 거치는 동안 충분한 크기로 증배되고, 양극에 이르면 전자소자로 감지할 수 있는 크기의 전류를 생성한다.

직선이동형스캐너는 섬광검출기가 스캔영역 위를 일정한 속도로 좌우 또는 상하 이동하면서 스캔영역에서 방출되는 감마선을 검출하도록 되어 있으므로 기계적구동장치의 정확성이 무엇보다도 중요하다. 초기에 사용된 구동장치는 직류용 모터를 사용하였으나 일정한 속도를 가지고 정확한 이동을 하도록 제어하기가 쉽지 않아 감마선의 검출효율(detection rate)이 매우 낮고, 균일한 스캔상을 얻을 수 없었다. 펄스 구동용 소형 스테핑모터나 대형의 동기형(synchronous) 모터를 사용하게 되면서 일정한 속도를 유지하거나 섬광검출기의 위치를 제어하는 것이 정확하고 손쉬워져서 정확한 스캔상을 얻게 되었다.

섬광검출기에서 생성되는 검출신호는 NaI(Tl)결정에 흡수된 감마선의 에너지와 정비례한다. 이 신호는 증폭기를 거쳐 기록이 가능한 크기로 충분히 증폭된 후 파고분석기에 이른다. 파고분석기에 이른 검출신호는 감마선의 에너지에 따라 신호의 크기가 다른데 파고분석기에서는 이 신호중에서 특정 범위의 신호만을 선택한다. 보통 파고분석기는 2개의 파고선별회로(discriminator)로 구성되는데, 하나는 하한선별(lower level discrimination; LLD)을 하고 다른 하나는 상한선별(upper level discrimination; ULD)을 한다. 파고분석기는 하한 및 상한선별 구간내에 존재하는 신호성분만을 추출한다. 이 하한 및 상한선별 구간을 통과폭(pass band) 또는 선별영역폭(window width)이라고도 한다. 핵의학검사에 사용되는 방사성동위원소의 종류에 따라 방출되는 감마선의 에너지가 다른 점을 고려하여 임의의 통과폭을 설정할 수 있게 되어 있다. 직선이동형스캐너의 다른 구성품에 비하여 파고분석기의 성능은 스캔상의 화질(image quality)에 절대적으로 영향을 주며 다음에 설명할 다른 핵의학 기기에서도 매우 중요한 역할을 한다.

나. 섬광 카메라(Scintillation Camera)

섬광카메라는 1958년 미국의 Donner 실험실에서 Anger에 의하여 최초로 고안된 핵의학기기이다. 섬광카메라는 일명 Anger 카메라로도 알려져 있다. 섬광카메라는 직선이동형스캐너와는 달리 촬영시간동안 하나의 섬광검출기가 스캔 부위를 이동하지 않고 스캔 부위 전체를 동시에 촬영할 수 있도록 여러 개의 섬광검출기를 2차원적으로 배열한 형태를 가진다. 일정 시간 또는 일정 계수농도를 정하여 일시에 스캔상을 구성하는 기기이며 단시간에 스캔상을 얻을 수 있어 장기의 동태검사(dynamic study)에도 사용될 수 있다.

반면, 섬광카메라만으로는 직선이동형스캐너로 가능한 단층상을 구성할 수 없다. 섬광카메라와 단층상을 얻는 기술을 결합하여 근래에는 단일광자방출 전산화단층촬영술(SPECT)이 보편화되는 단계에 와 있다. 섬광카메라로 방사성동위원소 분포를 촬영할 때 영상을 단시간에 구성하고 분석하기 위하여 주변 기기가 필요하다. 섬광카메라의 기본적인 구성은 1) 조준기(collimator), 2)NaI(Tl) 결정(crystal) 및 광전자증배관(photo-multiplier tube), 3)파고분석기(pulse height analyzer)와 마이크로프로세서, 4) 영상기록장치(image recording unit)와 영상 표시장치(image display unit), 5) 전신스캔보조장치(whole body scan support unit), 6) 컴퓨터 시스템(computer system)등이다.

조준기는 스캔부위에서 방출되는 감마선을 기하학적으로 제한하여 필요한 부위에서 방출되는 감마선만이 NaI(Tl) 결정과 반응하도록 하는 매우 중요한 기구이다. 조준기는 섬광카메라의 집속 렌즈의 역할을 한다고 볼 수 있다. 조준기는 검사 방법에 따라 여러 종류가 있으며, NaI(Tl) 결정의 바로 전면부에 부착하여 사용하는 것이 보통이다. 보편적인 조준기는, 가) 다중구멍조준기(Multihole Collimator), 나) 바늘구멍 조준기(Pinhole Collimator) 다) 집속형(集束型)/확산형(擴散型) 조준기(Converging/Diverging Colli-

mator)등이며 이들간의 적당한 혼합 형태로 사용된다.

섬광카메라의 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 0.5 inch(13 mm)이며 우수한 민감도의 스캔상을 얻기 위하여 좀더 두꺼운 결정을 선택하기도 한다. 한편 섬광카메라는 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 19개정도이었으나 점차 증가하여 37, 61, 91개 등으로 그 수가 증가되는 경향을 보이고 있다. 최근에는 원형(정확히는 육각형) 배열이 아닌 직각형 배열의 섬광카메라가 개발되어 우수한 스캔상을 제공함은 물론 전신스캔(whole body scan)과 같은 검사가 용이하게 되었다. 또한 NaI(Tl) 결정도 여러개를 사용하는 다중결정(multicrystal) 섬광카메라가 개발되어 민감도가 향상된 스캔상을 구성하게 되었다. 파고분석기는 직선이동스캐너에서와 같이 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. 섬광카메라에 사용되는 파고분석기는 방사성동위원소의 종류에 따라 자동 선별할 수 있거나 사용자가 쉽게 선별하도록 설계되어 있다. 보통 사용자가 방사성동위원소의 종류를 선정해주면 섬광카메라 결정의 각 부위에서 동조(tuning)된 파고분석기의 에너지 식별영역내에서 자동적으로 선별한다. 이러한 기능을 갖는 섬광카메라는 반드시 마이크로프로세서를 부착

하여 일련의 감마선량 측정치 또는 측정절차를 조절하도록 되어 있다. 마이크로프로세서는 핵의학기기에 부착된 컴퓨터에 비하여 비교적 단순하고 기본적인 기능을 수행하는데 동적균일도보정(dynamic uniform field correction; DUFC)에 의한 균일 스캔상을 구성할 수 있도록 하는 등 감마선량 측정의 초기 단계에서 매우 중요한 역할을 담당한다.

영상표시장치로서 가장 많이 사용되는 것은 표준 음극선관(Cathode Ray Tube; CRT)으로 브라운관이라고도 불린다. 파고분석기와 마이크로 프로세서를 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. 다른형태의 영상표시장치로서 잔상음극선관(Persistence Cathode Ray Tube)이 있다. 잔상음극선관은 섬광카메라로부터의 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.

섬광카메라를 이용한 장기의 동태검사(dynamic study) 또는 전산화단층 촬영 등 다중촬영의 빈도가 증가함에 따라 단시간내에 연속적으로 많은 스캔상을 기록할 수 있는 장치가 필요하게 되었다. 그 결과 개발된 것이 다중촬영장치이다. 다중촬영장치는 표

준음극선관을 개량하여 한 개의 음극선관에 단시간에 연속적으로 여러개의 스캔상을 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. 따라서 음극선관의 제어장치를 조절하여 6개, 8개 등의 스캔상을 연속적으로 기록할 수도 있다.

이 외에도 전신스캔을 위한 전신스캔보조장치(Whole Body Scan Support Unit)가 사용되기도 한다. 보통의 섬광카메라는 검출기 배열과 NaI(Tl)결정의 모양이 원형 또는 정방형으로 되어 있어 일시에 전신 스캔을 할 수 없다. 따라서 전신을 일시에 스캔하는 대형의 섬광카메라를 만드는 대신에 보통 크기의 섬광카메라를 환자의 머리부터 발끝까지 또는 그 반대방향으로 일정 시간동안 균일한 속도로 이동시켜 스캔하도록 돕는 보조기계장치를 사용한다. 가장 널리 사용되는 전신스캔보조장치는 레일위를 섬광카메라가 움직이도록 고안된것으로 정밀한 기계장치와 전자제어장치가 필요하다. 섬광카메라의 이동 위치에 따라 스캔된 부분 영상을 일정비례로 축소하여 한 장의 필름에 감광시키거나 컴퓨터에 수록하고 재구성하여 사용한다.

핵의학 영상기기는 감마선검출부에서 필름 감광에 이르기까지의 모든 과정이 검출소자와 기계, 전자장치의 발전에 따라 눈부시게 발전해왔다. 특히 전자기술 및 제어기술의 발전이 현재의 핵의학기기가 널리 사용되는데 큰 공헌을 하였다. 컴퓨터기술이 다양화하고 저가격화함에 따라 최근의 핵의학기에서 컴퓨터는 필수 불가결의 장치가 되었다. 핵의학에 이용되는 컴퓨터도 하드웨어로 불리우는 전기기계부와 소프트웨어의 비전기기계부로 구성된다. 보통 소프트웨어라함은 전기, 기계적 실체를 운용하고 사용자와의 정보 교환을 위한 포괄적 의미의 운영체제이다. 여기에는 사용자가 접근할 수 있는 부분과 컴퓨터의 기종에 따라 사전에 정해져 있

는 부분이 있다. 핵의학적 목적으로 사용되는 컴퓨터에서의 소프트웨어는 통상 전자의 사용자 접근이 가능한 것을 말한다. 전기 기계부는 입력부, 기억부, 처리부, 출력부의 4 부분으로 구별된다.

핵의학 컴퓨터의 입력부는 감마선 데이터를 섬광카메라 또는 기타 감마선 검출기로부터 받아들이는 부분으로서, 감마선 데이터는 섬광검출기에서 검출된 유효 감마선의 양적 수치인 계수(count)와 해당 감마선이 발생된 위치의 2차원 정보, 즉 평면 좌표를 포함한다. 이 데이터는 검출기와 파고분석기에 부착된 마이크로프로세서와 부수 전자 장치에 의하여 생성되는 일련의 아나로그형 전압파형이다. 현재의 컴퓨터는 2진수(또는 2의 지수 2^n 의 진수)를 사용하는 디지털 컴퓨터이므로 입력부의 중요한 역할의 하나는 아나로그형 전압 파형을 컴퓨터에서 인식할 수 있도록 디지털 형태로 전환하는 것이다. 이 과정에 사용되는 장치를 아나로그디지털 변환기(analog to digital converter; ADC)라고 하며, 최종 구성되는 영상이나 검사 결과에 절대적으로 중요한 영향을 미치는 부분으로서 스캔상의 해상력, 왜곡등을 결정한다. 아나로그 디지털 변환기는 섬광카메라로부터 나오는 위치정보(감마선이 발생된 곳의 평면좌표)를 변환하는데 사용되며, 감마선량 데이터는 파고 분석기를 통과한 일련의 전압 파형을 디지털계수기(counter)에서 계수한 후 그 결과를 해당 좌표의 현 계수치에 그대로 더하여 사용한다. 입력부의 왜곡이나 오동작은 스캔상의 질을 좌우한다. 따라서 주기적인 정도관리(quality control)를 통하여 해상력, ADC의 직선성(linearity), 계수불능시간(dead time)을 측정하고 기록을 항상 유지하여야 한다. ADC의 직선성은 아나로그형 평면좌표를 일정하게 디지털 평면 좌표로 변환하는 특성을 말한다. 직선성이 유지되지 않는 경우 구성된 촬영상에 치명적인 왜곡을 초래한다. 또한 계수불능시간은 섬광카메라의 최대계수능력을 나타내는 지표이다. 이는 방사성동위원소의 주입량을 늘려 계수를 늘

려감에 따라 계수의 손실이 발생하는 점에서의 계수특성이며 일련의 감마선 데이터를 계수하는데 계수 손실이 발생하는 나타나는 시점에서의 최소 감마선 계수간격을 말한다. 계수불능시간은 섬광카메라로서 계수할 수 있는 최대계수를 나타내는 지표이므로 높은 계수의 검사를 시도할때 이 범위를 벗어나지 않도록 하여야 한다.

처리부는 입력된 감마선 데이터를 검사 목적에 따라 주어진 소프트웨어에 의하여 재구성 또는 전환하고 기타 컴퓨터 부분을 통제, 제어하는 부분이다. 보통의 컴퓨터와 같이 핵의학기기에 사용되는 컴퓨터에서도 가장 중요하고 핵심이 되는 부분을 중앙 연산처리 장치(CPU)라고 하는데 이 장치를 통하여 입력부의 감마선 데이터를 계산하고 그 결과를 기억부에 저장하며 수시로 출력부에 결과 데이터를 내보낸다. 일련의 처리 과정은 통상 프로그램(program)이라고 하는 소프트웨어에 의하여 통제되며, 이 프로그램은 크게 컴퓨터의 기본적인 운영체제(operating system)와 기기 제작자에 의하여 공급되는 응용 소프트웨어(application software)로 구분된다. 통상의 운영 체제는 핵의학 컴퓨터로 선정된 컴퓨터에 따라 다르며 사용자가 이에 접근할 기회는 거의 없다. 응용 소프트웨어 역시 기기의 제작자에 따라 검사결과와 산출 방식이 다르지만 사용자가 용이하게 프로그램을 수정, 보완하여 사용할 수 있도록 접근이 가능하도록 한 것이 통례이다. 프로그램에 의한 방법은 다양하게 개발되어 있는 컴퓨터 언어(language)를 통하여 가능하다.

컴퓨터 장치의 기억부는 처리부에서 필요로 되는 모든 데이터와 프로그램을 저장하고 아울러 결과를 기록, 유지하는 역할을 한다. 기억부는 임시기억부(temporary storage)와 영구기억부(permanent storage)로 대별되며, 그 용량과 데이터 입/출력 속도에 따라 다양하다. 임시기억부는 컴퓨터에 전원이 공급되고 있는 동안에만 각종의 데이터를 저장하는 곳으로 보통 메모리(RAM)라고 알려져 있다. 메모리는 반도체소자에 의한 기억부로서 컴

퓨터에 전원이 공급되고 있는 동안 입력부에서 나오는 데이터를 저장하고, 처리부의 각 과정에서 산출되는 결과를 유지한다. 전원 공급이 중단되면 모든 기억 데이터를 잃어버린다. 그러나 메모리는 영구기억장치에 비하여 데이터 입/출력 속도가 현저히 빠르기 때문에 많은 양의 데이터를 수시로 사용하는데 유리하다. 컴퓨터의 기동(boot-up)과 운영체계의 수행에 필요한 기본 용량은 반드시 컴퓨터에 내장되어 있으며, 사용 목적에 따라 용량을 늘려 사용한다. 메모리의 용량은 반도체 기술의 발전으로 과거에는 수 KByte 정도이었으나 최근에는 수백 MByte에 이르고 있다. 더욱 거대한 용량의 메모리가 근래에 생산될 전망이다. 영구기억부는 임시기억 장치에 비하여 데이터 입/출력 속도는 느리나 공급 전원에 무관하게 종류에 따라 방대한 양의 데이터를 저장할 수도 있다. 영구기억부는 같은 종류의 서로 다른 컴퓨터간에 데이터 교환이 용이하며, 최초로 컴퓨터를 기동할 때 사용되는 운영체제나 프로그램을 저장하는 기억장치이다. 초기의 종이테이프에서부터 자기테이프, 유연성자기디스크(floppy disk), 고정형자기디스크 (fixed magnetic disk) 그리고 광디스크등이 영구 기억부로 사용된다. 자기 테이프는 비교적 방대한 양의 데이터나 프로그램을 저장할 수 있어 수천년까지 보편적으로 사용되었으나 데이터를 순차적으로 보관하기 때문에 필요한 기억 정보에 접근하기에 장시간이 소요되는 단점이 있다. 고정형 자기 디스크와 광디스크는 저장 용량이나 속도면에서 가장 바람직한 기억장치이다. 한편 유연성자기디스크는 수백 내지 수천 KByte 정도의 용량을 가진 기억 장치로서 소량의 기억이나 백업(backup), 서로 다른 컴퓨터간의 데이터 교환에 용이하다. 출력부는 컴퓨터에서 처리된 각종의 결과를 사용자가 인식할 수 있도록 수치화하거나 영상을 표시해 주는 부분이다. 가장 대표적인 출력장치로는 비디오 화면과 프리터가 있다. 비디오 화면은 실시간에 스캔상이나 각종의 결과를 흑백 또는 단색이나 의사색상(pseu-

docolor)을 이용하여 표시하는 장치이다. 프린터는 수치 및 문자 데이터를 기록하고 보관하기 쉬운 장치이다. 이외에도 화면복사(hard copy) 장치나 제도기(Plotter)등이 출력부로 사용된다.

다. 섬광카메라의 성능평가

섬광카메라가 나타난 후 지속적인 연구, 개발에 힘입어 최근의 섬광카메라는 임상적으로 쓰기에 충분한 장치가 되었다. 이 발전은 주로 정밀한 조준기의 설계, 생산과 NaI(Tl) 결정의 고 품질화 그리고 컴퓨터에 의한 영상 분석 기능의 도입으로 가능하였다. 이 절에서는 섬광 카메라 및 부속 장치의 성능평가를 위한 주요 사항을 최근의 발전 상황에 의존하여 설명한다.

섬광카메라의 성능을 평가할 때 가장 중요한 요소는 구성 영상의 해상력과 감마선 방출을 감지하는 민감도이다. 해상력이라함은 체외에서 촬영하여 구성된 방사성동위원소 영상으로부터 식별이 가능한 촬영체의 최소 단위 크기로서 여기에는 내인성공간해상력(intrinsic spatial resolution)과 조준기 설치 후 얻어지는 기기해상력(system resolution)이 있다. 내인성공간해상력은 조준기없이 순수히 NaI(Tl) 결정과 광전자증배관만에 의하여 구성된 영상의 해상력으로서 섬광 카메라의 해상력을 나타내는 가장 기본적인 해상능력이다. 이 내인성공간해상력을 향상시키는 섬광카메라의 크기는 그대로 둔 채 광전자증배관의 수를 늘리는 방법, 섬광 결정의 두께를 얇게 하여 감마선의 투과율을 높이는 방법, 공간적으로는 가변되는 에너지식별영역(window)을 사용하여 공간 왜곡(spatial distortion)을 줄이고 균일도를 보정하여 2차적인 해상력 개선 효과를 얻는 방법등이 있다. 최근에는 이를 조합하여 설계한 기기도 생산되고 있으며 해상력은 넓은 시야(large field of view; LFOV)에 대하여 3.0-4.0 mm FWHM(Full Width at Half Maximum)이다. 특히 소형의 광전자 증배관이 개발되어 1970년 초 19개의 광전자 증배관을 이용한 10인치 시야의 섬광카메라였던 것이 최근에는 61, 75, 91

개의 광전자 증배관을 사용한 카메라가 출현하였다. 가장 널리 쓰이는 ^{99m}Tc 과 심근검사에 쓰이는 ^{201}Tl 과 같이 낮은 에너지의 감마선을 방출하는 방사성동위원소가 보편화되어 NaI(Tl) 결정의 두께도 따라서 1/2인치에서 3/8, 1/4인치로 얇아지고 있다. 이것이 해상력을 높이는데 많은 도움이 되어 FWHM을 약 1mm 정도 개선시킬 수 있었다.

해상력에 대한 위의 설명은 NaI(Tl) 결정의 전면부에 조준기를 부착하지 않은 경우이다. 조준기가 없이 촬영하면 여러 방향에서 방출되는 감마선을 동시에 검출하게 되기 때문에 현실적으로 검사에 충분한 해상력을 얻을 수가 없다. 따라서 앞에서도 설명한 바와 같이 다양한 형태의 조준기를 설계하여 결정의 전면부에 부착하여 일정 또는 특정 방향에서 방출되는 감마선만을 효과적으로 검출할 수가 있다. 조준기를 부착하면 조준기의 격벽이 감마선을 차단하기 때문에 민감도에 손실이 크다. 이렇게 민감도가 감소한 것을 계수율을 높이거나 계수시간을 길게 하여 보상할 수 있다. 동일한 조건의 검사에서 해상력과 민감도는 서로 상반된다. 이 사실을 적절히 고려하여 조준기를 선정하는 것이 중요하다.

초기의 섬광카메라는 검출된 감마선을 직접 필름등의 기록 매체에 옮겼다. 그러나 현대의 섬광카메라는 촬영상을 컴퓨터에 수록한 후 일련의 처리 과정을 거치므로 하나로 그형 영상을 디지털화할 때 있어서 해상력을 고려하여야 한다. 디지털 영상은 일정 크기의 평면상을 X, Y 각 축에 대하여 2의 지수의 수로 분할한 후 분할된 각 화소(pixel)를 1개의 좌표로 표현하게 된다. 따라서 컴퓨터의 평면상 분할 능력이 중요하다. 핵의학 영상은 초기에 X, Y 각 축을 32개씩의 화소로서 분할하는 32×32 디지털 영상으로 시작하였으며, 최근에는 256×256의 해상력을 갖는 기기가 출현하였다. 현재의 기술 수준으로 볼때 더욱 작은 화소를 갖는 핵의학 기기가 출현할 것으로 보이지만 섬광카메라의 민감도나 계수율이 제한되어 있기 때문에 보통

64×64 또는 128×128 영상이 사용된다.

섬광카메라의 성능 평가에서 매일 매일의 검사에서 확인해 두어야 할 사항이 장균일도이다. 이상적인 경우 섬광카메라를 균일하게 섞여 있는 방사성동위원소에 노출하였다면 촬영상은 매우 균일한 분포를 갖는 영상이 된다.

그러나 현실적으로 섬광카메라의 구조 때문에 아주 균일한 분포의 영상을 얻기는 쉽지 않다. 대개 시각적으로 관찰하기에 “충분히” 균일한 정도를 유지하는 것이 보통이다. 섬광카메라에 컴퓨터가 부착되어 있으므로 영상의 국부적인 정량분석을 통하여 더욱 정확한 장 균일도를 유지하는 것이 바람직하다.

계수율 성능평가는 일회통과심장검사(first pass cardiac study)와 같이 계수율이 높고 짧은 시간내에 수행되는 검사에서 매우 중요하다. 계수율을 높이려고 하는 노력은 신호대 잡음비(signal to noise ratio)를 높인다는 면에서 검사의 정확성을 기하고자 하는 것이다. 계수율을 높이는 것은 체내에 주입되는 방사성동위원소의 양을 일정 범위내에서 늘리거나 계수 시간을 늘리므로 가능하다. 그러나 1회 통과 심장 검사처럼 계수 시간을 늘릴 수 없는 검사에서는 방사성동위원소의 주사량을 늘리고 계수율이 높은 섬광검출기나 카메라로서 촬영하여야 한다.

이때 높은 계수율을 손실없이 검출할 수 있는지 여부를 검토하는 것이 섬광카메라의 계수율 성능 평가이다. 섬광카메라의 계수율 성능은 주로 NaI(Tl) 결정의 붕괴 시간에 의존하며 그외에도 신호 처리 과정이나 영상 표시 과정에 의한 영향도 없지 않으나 무시할 수 있는 정도이다. 1회 통과 심장 검사 이외에도 매우 짧은 반감기를 갖는 방사성동위원소를 사용하는 검사에서는 계수율 성능이 가장 중요하다. 한편 섬광카메라의 계수율 성능 평가에 있어 중요한 변수로서 불용시간(dead time)을 생각할 수 있다. 에너지 창내에 존재하는 감마선 신호를 광전자 증배관과 일련의 증폭기를 통하여 계수에 충분한 크기로 증폭하는데, 이 증폭된 신호는 이상

적인 펄스 형태를 갖지 못한다. 따라서 불용 시간이라 함은 민감도와 계수율을 고려한, 전자계수기가 연이은 신호펄스를 감지하지 못하게 되는 시간을 말한다. 최근에는 재료 및 소자가 개선되면서 광전자 증폭관에서 측정되는 광자량을 적분하여 사용하는 방법도 도입되고 있으나 이렇게 하면 해상력이 다소 떨어지게 된다.

라. 방출전산화단층촬영장치(Emission Tomography;ECT)

지금까지 소개한 핵의학기기는 초기의 직선이동형스캐너와 그후 도입된 섬광카메라인데, 이들은 주로 단순한 평면 스캔상을 만들어내는 기기들로서, 평면스캔상 촬영기기는 정적(static) 또는 동적(dynamic) 평면촬영에 유용한 기기이다. 따라서 3차원적 입체 구조를 갖는 장기의 구조나 동태를 정확히 표현하기는 불가능하다. 즉, 평면 스캔상은 3차원 촬영체를 특정 방향에서 관찰한 2차원적 형상이기 때문에 촬영체의 깊이 정보를 잃게 되며, 결국 서로 다른 깊이에서 방출되는 감마선이 중첩(superposition)된 영상을 얻는 것이므로 대조도(contrast)나 해상력이 크게 떨어진다. 이러한 문제를 해결하고 우수한 3차원 스캔상을 구성하고자 고안된 것이 단층촬영장치(tomography)이다. Brownell등이 양전자방출방사성동위원소(positron emitting radioisotope)를 사용하여 최초로 단층촬영을 시도하였다. 그후 Kuhl과 Edward가 단일광자방출 방사성동위원소를 이용하여 장기의 횡단면(transverse section)의 스캔상을 얻을 수 있는 스캔장치를 개발하였다. Anger도 초점수렴형조준기(focused collimator)를 사용한 직선이동형스캐너 및 섬광카메라로 장기의 종단면(longitudinal section) 스캔상을 얻을 수 있는 방법을 고안하였다. 현재의 단층촬영방법은 방사선 촬영기기에서도 보편화되어 있다. 핵의학단층촬영방법은 방출된 감마선을 검출하여 스캔상을 구성하므로 방출전산화단층촬영술에 속한다. 최근의 방출전산화단층촬영술은 단일광자방출전산화단층촬영술(SPECT)과 양전자방출전산화단층촬영

술(PET)이 주를 이루고 있다.

SPECT는 보통 섬광카메라검출부를 1개 이상 사용하는데 기계적 회전 장치를 부착하여 쉽게 회전하도록 구성되어 최근에 급격히 보편화된 핵의학기기이다. SPECT와 비교할 때 PET는 양전자방출용 방사성동위원소를 생성하기 위하여 대형 또는 소형의 사이클로트론을 함께 설치해야 한다. PET는 SPECT로 불가능한 생화학적 연구나 대사연구등이 가능하여 최근에 가장 관심이 집중되고 있는 핵의학기기이다.

1) 단일광자방출 전산화 단층촬영 (SPECT)

SPECT촬영은 각 회전 각도에 대하여 일정 시간동안 또는 일정량의 계수를 설정하여 스캔상을 얻는 것 말고는 보통의 섬광카메라에 의한 스캔상 획득 방법(섬광카메라에 의한 동태 검사의 경우는 제외)과 동일하다. 섬광카메라를 사용하는 SPECT기기는 회전을 위한 기계적구동장치와 섬광검출기의 배열 방식에 따라 여러 가지가 있으며, 기계적 구동장치와 섬광카메라의 수에 따라 섬광카메라가 1개의 경우 360도 회전, 2개의 경우 180도 회전, 3개의 경우 120도를 회전하는 등 섬광카메라의 수와 회전 각도의 곱은 항상 1회전인 360도이다. 회전 각도는 섬광카메라의 수가 증가함에 따라 비례적으로 감소하는데 동일한 촬영시간에 많은 계수를 얻기 위하여 섬광카메라의 수를 늘리는 것이 해상력 관점에서 유리하다.

보통의 섬광카메라에 의한 스캔상 획득은 섬광카메라나 검출기에서 나오는 감마선량의 분포 정보를 받아들이 특별한 영상 조작(Image manipulation)없이 그대로 촬영상을 필름이나 기타 기록 장치에 수록하는 것이다. 그러나 SPECT에서는 단층상을 재구성하기 위하여 일련의 처리 과정을 거치게 된다. 따라서 스캔상 획득시나 획득 전에 플러드수정(flood correction)이나 검출기정렬(head alignment), 민감도변화보정(sensitivity variation correction), 회전반경(radius of rotation;ROR) 그리고 회전섬광카메라의 지지대

안전성(gantry stability)등의 고려사항이 있다.

이중에서 검출기의 정렬은 SPECT 기기에 사용되는 섬광카메라의 수가 증가할수록 더욱 복잡해진다. 검출기 정렬이 민감도 변화 보정, 지지대 안정성 검사와 함께 스캔상에 결정적인 왜곡을 초래할 수 있기 때문이다. 회전 반경을 설정하는 것은 스캔시 검사 부위의 크기와 모양에 따라 임의로 한다. 섬광카메라가 1회전 투사상을 수집하는 동안 인체 부위에 걸리지 말아야 하며 검사 부위에 최대한 접근하여 계수효율(counting efficiency)을 높여야 한다. 가장 많이 사용되는 방법은 섬광카메라를 원형회전(circular rotation)하는 방법이며, 이때 불규칙한 인체 외곽때문에 각 회전 각도별 스캔상이 균일한 통계적 성질을 가지지 못하는 단점이 있다. 따라서 최근에는 인체 외곽선을 흉내내어 회전하는 타원회전(elliptical rotation)방법과 이중원형회전(double circular rotation)방법이 개발되었다. 뇌스캔시에는 어깨가 걸리지 않고 최대한 거리에 가깝게 밀착해서 스캔을 할 수 있도록 일부절단형(cutoff type) 섬광카메라와 사면조준기(slant hole collimator)를 사용한다. 보통 핵의학 검사에 사용되는 방사성동위원소의 감마선량은 아주 작은 양이므로 스캔상을 획득할때 최대한 밀착 스캔을 하여 계수 효율을 높여야 하는 것이 무엇보다도 중요하다.

스캔상 전송은 SPECT 섬광카메라로부터 컴퓨터로 감마선량 및 위치 정보를 전송하는 것을 말한다. 보통의 섬광카메라에서 생성되는 모든 종류의 데이터는 아나로그형이다. 핵의학 기기에 부착된 컴퓨터는 디지털 데이터를 처리하므로 카메라와 컴퓨터 사이에 데이터 형태 변환이 필요하다. 이를 아나로그-디지털변환(analog to digital conversion)이라고 하며 이 기능을 수행하는 장치를 아나로그-디지털변환기(analog to digital converter)라고 한다. 이 아나로그-디지털 변환기로 변환하는 과정은 데이터의 왜곡이나 변형을 수반할 수 있다. 왜곡과 변형정도를 아나로

그-디지털 변화기의 직선성으로 표현하며 앞 절에서 설명하였다. 이 직선성은 부분적 결함에 의한 왜곡 정도와 영상 전반에 걸친 위치 편이(deviation)정도를 반영한다. 부분적 결함에 의한 왜곡은 교정하기 어렵다.

한편 회전형 섬광카메라를 이용한 SPECT는 카메라의 회전중심(center of rotation; COR)을 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 상의 왜곡이 발생할 수 있다. 최근의 SPECT 기기에는 소프트웨어적으로 역현곡선(sinogram)에 의한 회전 중심 교정 방법이 쓰이고 있으며, 섬광카메라를 회전시키지 않고 많은 수의 섬광검출기를 원형으로 배열하여 촬영하는 SPECT용 기기가 출현하여 이러한 문제점을 예방할 수 있게 되었다. 원형배열 검출소자를 이용한 SPECT 기기는 고정된 기하학적 배열을 사용하므로 회전 중심 교정 등의 과정을 배제할 수 있기 때문이다. 그러나 촬영 반경이 고정되어 있어 촬영 부위에 따라 밀착 스캔을 할 수 없는 단점이 있으며 반경이 거의 일정한 뇌 촬영에 주로 사용된다.

스캔상의 전처리과정은 보통 관찰하고자 하는 장기이외의 부위에서 배경잡음(background noise) 또는 기기의 내부에서 발생하는 전기잡음(electrical noise)등을 가능한한 제거하여 대조도를 높이기 위한 처리이다. 일반적인 섬광카메라 촬영과는 달리 SPECT는 단층상을 구성하기 위하여 역투사(back-projection)처리를 하므로 잡음이 지나치게 강조되는 부작용이 발생한다. 따라서 재구성전 처리가 필요한데 특히 게이트심장 SPECT와 같이 계수율이 낮은 검사일수록 이 과정은 꼭 필요하다. 저역통과여과기(low pass filter)등을 사용하여 재구성 전에 잡음을 감소시키는 방법이 가장 보편적이다.

섬광카메라에 의한 평면스캔상 촬영 방법과 SPECT 의 가장 큰 차이점은 재구성과정

이다. 평면스캔상은 일상적인 정도 관리를 충실히 수행하면 우수한 영상을 얻을 수 있지만, SPECT에 의한 단층상 구성은 재구성 과정에 따라 전혀 다른 영상이 구성되기 때문이다. 재구성 과정은 크게 역투사(backprojection)와 여과(filtering)과정으로 구분된다.

역투사는 섬광카메라의 1회전에 대하여 투사(projection)된 일련의 평면 스캔상들을 다시 원래의 위치로 보내는 과정이다. 즉 검출된 감마선량 계수를 감마선이 방출된 것으로 예측되는 위치에 표시하는 과정이다. 감마카메라 전면의 특정 위치에 도달된 감마선량이 그 방향의 서로 다른 거리 또는 깊이에서 방출된 각 감마선들의 총합인 것을 생각하면, 이 총합으로부터 각 깊이에서의 감마선량을 정확히 추출하기는 쉽지가 않다. 투사상의 크기 즉, 화소의 수가 작은 경우에는 ILST(iterative least square technique), ART(algebraic reconstruction technique), SIRT(simultaneous iterative reconstruction technique), EM(estimation maximization), MLE(maximum likelihood estimation), MEN(maximum entropy method)등의 반복적인 수학적 방법이 사용될 수 있으나, 보통 핵의학영상은 64×64나 그 이상으로서 현실적으로 투사상의 크기가 크기 때문에 모든 스캔상으로부터 단층상을 계산하는데 많은 시간이 소요되는 문제가 발생한다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 고안된 방법이 역투사 방법이다.

역투사는 일정방향에서 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 사용하는데서 비롯되는 정상효과(star effect)가 발생한다. 정상효과를 억제하기 위하여 각 스캔상을 역투사전에 여과(filtering)하여야 하며, 이를 여과후 역투사(filtered backprojection)라 하고 이때

사용되는 여과기(Filter)는 Ramp여과기이다. Ramp 여과기는 주파수영역(frequency domain)에서 선형으로 증가하는 모양을 가지므로 정상효과를 억제하는 효과에 이어 높은 주파수 부분의 잡음 성분도 함께 강조하는 부작용을 낳는다. 따라서 전처리에서 설명한 바 있는 저역통과여과기를 적용하여 이러한 잡음강조효과를 줄여야 한다. 여과기에 의한 잡음 억제는 감마선 계수치에 부(negative)의 값을 적절히 할당하여 역투사시 발생하는 정상효과를 줄이고자 하는 것이다. SPECT에서 보통 사용되는 저역통과여과기에서는 Butterworth, Shepp-Logan, Hamming, Hanning, Cosine, Parzen등이 있으며, 잡음에 따라 여과기의 특성이 바뀌는 Wiener 여과기와 계수 의존형(count-dependent) Metz 여과기가 개발되어 사용되고 있다. 감마선의 계수분포는 보통의 정규분포가 아니기 때문에 위의 여과기중 Metz 여과기가 가장 적합한 여과기로 알려져 있다. 아울러 이 여과기는 여과기변수(filter parameter)설정이 감마선량의 계수에 의하므로 여과기 변수를 임의로 설정하는 다른 여과법과 달리 임의설정이 단층상에 미치는 변화도 예방할 수 있는 장점이 있다.

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 두개의 단층상은 이 횡단면상의 누적으로부터 계산하므로 횡단면상에서 영상처리를 하면 그 외의 단층상은 같은 영상처리효과를 얻게 된다. 보통 재구성 후의 횡단면상에 대한 영상 처리는 편평화(smoothing)와 영상강조(image enhancement)가 있으며, 이 처리 과정은 재구성시 선택된 여과기에 따라 영향을 받는 임의 처리 과정이다.

보통의 평면 스캔상과는 달리 SPECT는 3차원 대상물체에 대한 단층상을 구성하는 것이므로 단층상 표현방식에 여러 가지가 있

다. 가장 보편적으로 사용되는 방법은 CRT 화면을 4등분하여 각 사분면(quadratic plane)에 한 단층상씩 3개의 단층상을 표시하는 방법이다. 이외에도 일련의 각 단층상들은 한꺼번에 화면에 표시하여 각각 관찰할 수 있는 방법도 있다. 그러나 이 방법들은 각 단층상들을 단층면별로 관찰하기는 쉽지만 병변의 상대적인 위치나 3차원적 크기등을 관찰하기에는 단점이 있다. 최근의 핵의학기기들을 컴퓨터그래픽의 발달과 함께 3개의 단층상들을 종합하여 3차원 입체상을 구성하여 임의의 각도에서 장기를 관찰하는 것도 가능해졌다. 다른 의료용 영상 기기에 의하여 생성된 해상력이 높은 영상과 SPECT나 PET영상을 합성한 새로운 형태의 진단 영상을 구성하여 해상력도 높고 장기의 기능정보도 보여주는 영상을 만들고자하는 연구가 진행되고 있으며, 가까운 장래에 보급될 전망이다.

전산화단층촬영에서 정량분석을 시도하는 경우 간과할 수 없는 중요한 변수는 감쇠(attenuation)효과이다. 정량 분석의 정밀성과 정확성을 높이기 위하여 적절한 감쇠 보정 방법을 도입해야하며 해상력이 뛰어난 단층촬영기기가 필요하다. 감쇠보정을 위한 몇 가지 연구 결과가 소개되어 있으나 인체 장기나 조직은 이 방법을 적용하기에 충분히 단순한 모델이 될 수 없다. 따라서 해상력이 향상된 장치의 개발에 관심이 집중되고 있다. 정량분석의 신뢰도를 평가하기 위한 지표인 평균잡음불확실성이 단층평면의 화소의 수와 총계수치에 의존한다. 화소의 수를 늘려 해상력을 높으려면 총 계수를 화소수만큼 늘려야 하므로, 심장 검사와 같이 운동하는 장기의 검사에 너무 긴 시간이 소요되는 등 현실적인 난점이 있다. 최근에는 섬광검출소자의 수를 늘리거나 원형으로 배열한 카메라 장치 그리고 회전형 단층촬영장치의 섬광카메라의 수를 늘린 이중헤드 SPECT, 삼중헤드 SPECT등 개선된 기기가 도입되어 점점 복잡한 검사에도 SPECT 정량화응용이 가능하게 되었다.

한편 전산화단층촬영에 의한 정량분석은 관심 장기의 면적이 아닌 체적으로부터 방출되는 감마선량을 기준으로 한 것이다. 동일한 수준의 신뢰도를 유지하면서 검사를 시행하고자 할때 화소의 크기가 반으로 준다면, 즉 해상력을 2배 증가시키려면 계수 시간은 8배로 증가시켜야 동일한 평균계수를 얻게된다. 따라서 민감도를 같은 정도로 개선한 기기가 필요하며, 재구성 과정의 방법을 개선할 필요가 있다. 또한 재구성방법을 쓰면 여과방법 또는 여과기를 적용하거나 설계하는데 따라 정량분석의 결과가 달라질 수 있으므로 같은 장기에 대하여 같은 여과방법을 선택하는 것이 중요하다.

2) 양전자방출 단층촬영(PET)

양전자방출 방사성핵종을 이용하여 체내의 생리적, 생화학적 변화와 대사과정을 짧은 시간내에 해부학적 영상장치에 준하는 고 해상도(~5mm)로서 진단영상을 구성하는 양전자방출 단층촬영장치(PET)는 스캐너와 사이클로트론 및 표지화합물 생성장치 그리고 컴퓨터시스템으로 구성되어 있다. 사이클로트론은 체내 대사과정에 관여하는 원소인 C-11, N-13, O-15, F-18등의 양전자방출 방사성핵종을 주로 생산하므로 에너지가 10 내지 20MeV정도의 표적(target)이 장착된 의료용 소형 사이클로트론이다. 이 양전자방출 방사성핵종은 반감기가 보통 수분에서 수십분 정도로 짧아 생성된 후 단시간내에 사용되어야 하므로, 스캐너 가까이에서 사이클로트론과 방사성동위원소 표지화합물 자동생성장치를 설치하여 필요한 방사성핵종을 생성 직후 표지하여 사용한다. 표지화합물 자동생성장치는 방사성핵종과 표지화합물의 종류에 따라 사이클로트론 공급회사에서 제작된 것을 사용하거나 병원 및 실험실에서 제작하여 사용할 수도 있으며, Hot Cell에서 직접 화합물을 표지하기도 한다. 가장 보편적인 표지화합물 자동생성장치는 18-FDG 생성장치로서 이 화합물을 이용하여 뇌혈류, 심근, 종양등을 촬영할 수 있다.

스캐너는 고리형 검출기(ring detector)를

사용하는 SPECT기기와 촬영장치 및 영상구성의 기본원리는 유사하다. 단일광자방출 방사성핵종을 사용하는 SPECT기기는 방사성동위원소에서 방출되는 감마선을 특정한 촬영각도에서 감마카메라와 계수효율을 높일 수 있는 집속기(collimator)등의 부속장치들을 사용하여 회전, 촬영할 수 있으나, 양전자방출 방사성핵종은 붕괴 후 방출된 양전자가 소멸반응(annihilation process)의 단계를 거쳐 180도의 양방향으로 감마선을 방출하므로 대칭적으로 배열되어 있는 고리형검출기를 사용하는 것이 일반적이다. 검출기의 재료 또한 범용의 NaI이외에 BGO, CsF₂등의 새로운 소재가 사용되어 검출 및 계수효율을 높일 수 있게 되었으며, 표지화합물의 집적도가 높아 특이도가 우수하고 해상도가 높다. 단층상 구성은 촬영이 끝난 후 수집된 감마선 데이터를 컴퓨터에서 처리하여 재구성하며, 보통 역투사(backprojection)방법을 이용하여 수초내에 일련의 단층상을 재구성해 낸다. PET의 최근 발전동향은 비행시간(Time of Flight)차이를 이용하여 SPECT보다 대조도가 월등히 우수한 단층상을 구성할 수 있는 기기가 개발되었고, 고리형검출기를 수개 또는 수십개를 중첩, 배열하여 단층상의 수를 늘리므로써 큰 장기의 촬영도 가능해졌으며, 스캐너를 이동시켜 전신촬영도 가능하다. 또한 단순히 단층촬영에 국한되지 않고 체내 대사과정을 정량적으로 관찰, 분석할 수 있는 PET는 방사성동위원소 추적자 운동역학 모델(tracker kinetic model)등의 수학적 방법을 이용하여 컴퓨터에서 각종 생리변수와 대사과정을 정량화할 수 있으며, 최근에는 다원 방사선 단층촬영영상들을 합성하여(PET-MRI, PET-CT 등) 해부학적, 기능적 영상을 동시에 관찰, 진단할 수 있는 고품위 진단 영상도 소개되고 있다.

양전자방출 방사성동위원소에서는 직접 감마선이 방출되지 않고 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 전하를 띤 입자가 질량을 손실하면서 0.511 MeV의 에너지를 갖는 두 개의 감마선을 180도 방향으로 방출하며, 이를 검출하여 영상을 구성하는 장치가 양전자방출 단층촬영장치이다. 사용되는 방사성동위원소의 약품은 일반적인 단일광자방출 방사성동위원소 표지화합물보다 대개 원자크기가 작고, 화학적 성질이 같은 동위원소를 치환하여 생리적인 물질의 성질이 거의 변하지 않아 생리과정을 조사하는 데에 더욱 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 동시 회로를 부착하여 동시 또는 더 정확히 말하면 일정한 짧은 시간내에 검출기에 도달한 감마선만을 선택하여 감마선 방출 위치를 계산하거나 유효 감마선만을 추출하게 된다. 이렇게 검출된 감마선량을 이용하여 영상을 재구성하는 방법은 SPECT의 경우와 거의 동일하다.

PET는 양전자방출 방사성동위원소에서 소멸반응에 의하여 생성된 한 쌍의 감마선이 0.511MeV의 동일한 에너지를 가지고 180도 방향으로 방출된 동시에 이 감마선들을 검출하기 위해서는 서로 대칭되는 한 쌍의 섬광 카메라를 회전시키거나 짝수 개의 원형 배열 검출기를 써야 한다. 이 원형 배열 검출기 세트의 수는 단층상의 수를 결정하며, 작고 민감도가 높은 소자의 개발에 따라 점차 많은 단층상을 구성할 수 있는 장치가 실현된다. PET는 SPECT에 비하여 주변 보조 장치가 많아야 한다. 즉 ¹¹C, ¹³N, ¹⁵O, ¹⁸F, ⁶⁸Ga, ⁷⁵Br 등 PET 검사에 가장 많이 사용되는 양전자방출 방사성동위원소는 반감기(half life)가 짧기 때문에 PET기기 부근에서 곧바로 이 동위원소들을 생성할 수 있는 사이클로트론이 있어

야 한다. 이 동위원소들을 단시간에 추적자 화합물(tracer composite)과 표지할 수 있는 자동화된 방사성동위원소 표지 화합물 생성 장치(radiopharmaceutical delivery system)가 필요하다. 최근의 개발 동향은 PET 장치를 소형화하는데 가장 중요한 소형의 음이온 가속 사이클로트론에 초점이 맞추어져 있다. 컴퓨터에 의한 단층상 재구성 과정은 SPECT와 비슷하다. 향후 PET의 발전동향은 가능한 한 작고 효율이 높은 검출소자를 개발하여 더 많은 단층상을 구성하는 방향으로 갈 것이다. 다양한 양전자 방출 방사성동위원소의 임상 적용 연구, 그리고 동위원소의 생성에서 인체 스캔에 이르는 모든 절차를 자동화하는 것이 성공하면 가까운 장래에 가장 흔히 쓰이는 핵의학 기기가 될 것이다.

SPECT에서와 같이 마찬가지로 PET에서도 단층상 구성을 위해 특별히 필요한 기기 구성이 있으며, 섬광검출기의 기하학적 배열과 검출효율등이 중요한 설계 변수가 된다. 일반적인 핵의학 영상장치와 마찬가지로 PET에서도 해상력, 동시검출효율, 신호대잡음비, 계수율성능등이 기기설계 및 성능 평가의 핵심이 되며, 특히 원형배열 검출소자를 채택할 때 검출기의 재료와 크기등에 고려되어야 할 사항이 많다. 가장 중요한 성능 평가 변수인 해상력은 단층상 평면에서는 물론 다층배열(multilayer)방식을 채택한 기기의 종축해상력(axial resolution)도 우수해야 한다. 종축해상력은 부분체적효과(partial volume effect)로 설명되기도 하며 SPECT에서와 같이 정량분석의 정확도에 많은 영향을 미친다. 검출효율은 검출기의 단면적이 감소되어 종축해상력이 향상되거나 검출기의 내부직경이 커질수록 감소한다.

전절에서 설명하였듯이 PET 단층상구성상

에서도 위의 요인외에 투사된 데이터를 역투사하는 과정에서 잡음이 발생하며, 관심 장기이외에 분포된 방사성동위원소 추적자로부터 방출되는 감마선에 의한 배경 잡음도 포함된다. 최근 주행시간(time of flight)설정에 의한 배경 잡음 억제 기술이 개발되어 뇌와 같이 큰 장기의 촬영에 많은 진보를 가져왔으며, 투과스캔(transmission scan)을 사전에 시행하여 손쉽고 정확하게 감쇠보정을 할 수 있는 기기가 개발되었다. 그러나 이 감쇠 보정은 투과스캔과 방출 촬영을 각각 시행하여야 하므로 투과스캔이 충분한 통계적 성질을 보유하도록 높은 계수율로 시행되어야 하며, 두번 촬영하는 사이에 환자가 움직여 생기는 오류를 충분히 줄일 수 있어야 한다.

방출 전산화 단층촬영장치는 섬광카메라에 의하여 평면스캔상만을 구성할 수 있었던 과거의 핵의학기기에 혁신을 가져온 전환점이다. 근래들어 사용빈도가 늘어가는 추세이며, 해상력도 발전을 거듭하였다. 과거에는 12-15mm FWHM 정도의 해상력을 보유하고 있으나 최근의 기기들은 6mm FWHM 전후의 해상력을 가지고 있으며, 양전자방출 단층촬영장치는 4mm FWHM에 접근하고 있다.

한편 마이크로프로세서의 발달과 함께 디지털 신호처리 연구가 괄목할 만한 업적을 쌓아감에 따라 과거의 아날로그형 섬광카메라나 기타 핵의학기기들이 디지털 신호처리를 채택하는 빈도가 증가하고 있다. 따라서 섬광카메라의 광전자 증배관 바로 다음 과정부터 디지털 신호처리를 적용한 기기들이 개발되었으며, 보통의 평면스캔상 구성시에도 해상력이 현저히 향상되었을뿐 아니라 매우 복잡한 디지털 신호처리도 가능한 감마카메라가 등장하고 있다.