

# 방사선 의료기기의 동향

송민종 교수, 이성길 교수, 김승국 교수 (광주보건대학 방사선과) | 김태완 교수 (총의대학교 물리학과)

## 1. 서 론

연간 소득의 증가, 노동 집약적 산업에서의 탈피, 의료 기술의 발달 등으로 인한 수명의 연장이 급속하게 증가하여 인구의 노령화 시대로 접어들게 함으로서 실버산업 분야의 성장을 가져왔으며, 사회 구조적 경쟁에 의한 불규칙한 생활 습관, 운동량 부족, 인스턴트식품의 섭취 등으로 인한 현대인의 잦은 질병이 급속하게 증가하여 보건 의료분야를 최대의 화두로 부각되게 함으로서 의료용기기의 수요를 창출하고 있다. 이러한 영향으로 방사선 이용 빈도와 수요자의 증가로 의료용 방사선 기기 분야 (BIT, Bio-information technologies)는 전자 및 컴퓨터 활용을 통한 정보 기술 분야 (IT, Information technologies)와 생체 기술 분야 (BT, Bio-technologies)의 기술 발전과 함께 발전하고 있다. 방사선 의료 분야는 방사선의 물리학적인 이론과 작용, 방사선 기기의 시스템 구성 등이 관련된 학문이고, 이 분야는 정보 기술, 생체 공학 분야, 의료 영상처리 (IP, Image process) 등이 관련 학문 기술 분야이다.

의료용 방사선 기기는 병의 발현과 성질을 가장 잘 파악하는데 필요로 하는 기기로서, 병적 변화를 일으키는 자리인 병소의 모양과 크기 등을 직접 관찰하며, 병의 진단법과 치료법도 이 관찰 모양에 따라 달라진다. 병의 치료에 대한 부작용과 고통을 최소화한 항암 치료 장비의 개발은 인류의 생명 연장 뿐만 아니라 환자의 삶의 질을 한 단계 높이는데도

큰 기여를 할 것으로 사료된다.

본 원고는 의료용 방사선 기기의 대표적인 기기인 암 조직만을 집중 치료하는 IMRT (Intensity modulation radiation therapy)와 MRI (Magnetic resonance imaging), 영상 데이터를 3차원으로 구현하는 컴퓨터 단층 촬영 기 (CT, Computer tomography), 암의 조기 진단을 가능하게 하는 퓨전 양전자 방출 단층 촬영 (PET-CT, Positron-emission tomography and computed tomography), 그리고 실시간으로 환자의 병변 위치를 확인할 수 있는 Cyberknife 등을 간략히 알아보고 의료용 방사선 분야의 장비 및 경향을 제언하고자 한다.

## 2. 의료용 방사선 이론

### 2.1 방사선 기초

방사선 (Radioactive rays)이란 말을 접하면 많은 사람들은 두려움을 갖고 있지만 특히 우리나라와 일본인이 방사선에 피해를 본 경험이 있기 때문이라 생각되며, 방사선은 에너지를 갖고 있는 일종의 보이지 않는 광선이다. 이 방사선은 물리적으로 원자량이 매우 큰 원소는 핵이 너무 무겁기 때문에 상태가 불안정해서 스스로 붕괴를 일으키며, 이러한 원소들이 붕괴하여 다른 원소로 바뀌게 될 때 몇 가지 입자나 전자기파를 방출한다. 이 방사선의 세기를 방사능 (Radioactivity)이라 한다.

X-선은 그림 1과 2에 보인 것처럼, 빌헬름 콘라드

## Special Thema

뢴트겐 (1895.11.8 독일 빌츠브르크대학)에 의해 발견된 이후, 우라늄염의 형광 현상을 연구하던 중 방사선(알파선)이 우라늄에서 발생해 사진 전판을 변화시키는 현상(방사능)을 양투안 양리 베크렐 (1852.12.15~1908.08.25)이 발견하였다. 방사능의 SI 단위인 베크렐(Bq)은 이 이름을 명명한 것이다.

방사선의 종류는 전리 방사선과 비전리 방사선으로 구분한다. 전리(이온화) 방사선은 자외선보다 짧은 파장의 전자기파로 물질의 전리를하는 능력을 가지고 있으며, 비전리 방사선은 가시광선, 적외선 등 자외선보다 긴 파장을 갖는 물질로 넓은 의미로서는 방사선이지만 전리를 일으키지 않는다. 전리 방사선은 감마선, X선, 알파선, 베타선, 중성자선, 양자선 등이 있으나, 종류에 따라 물질을 관통하는 힘(투과력)이 다르다. 그림 3과 4는 방사선 종류에 따른 투과

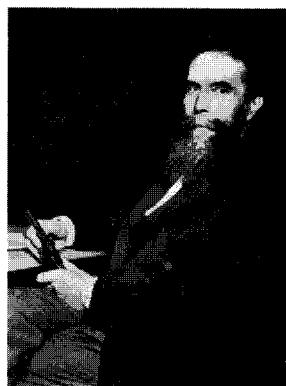


그림 1. 루트겐 (Röntgen, 1845년~1923년).



그림 2. 최초의 X선 사진 (루트겐의 부인의 손, 1895. 12.22).

력의 세기와 방사선이 인체에 미치는 영향을 나타낸 것이고, 표 1은 식품 의약품에 명시되어 있는 방사선 의료기기 품목군(의료기기허가 등에 관한 규정)이다.

방사선을 인체에 조사하면 인체를 구성하고 있는 시스템 중에서 가장 기초적인 구조 단계에 세포가 존재하고 있다. 인체 내 정보 전달은 대부분 세포와 세포간의 신경들을 통하여 이루어진다. 정상적인 세포는 세포 내 조절 기능에 의해 성장(Growth), 분화(Differentiation), 프로그램된 죽음(Apoptosis)의 과정을 밟거나 성장이 정지된 상태를 유지하고 있으며, 이러한 과정은 엄격하게 조절을 받아 세포수의 균형을 유지한다. 어떤 원인으로 세포가 손상을 받는 경우, 치료를 받아 회복하여 정상적인 세포로 역할을 하게 되나, 회복이 안 된 경우 스스로 죽는다. 그러나 여러 가지 이유로 인해 세포의 유전자에 변화가 일어나면 비정상적으로 세포가 변하여 불완전하게 성숙하고, 과다하게 증식되는 세포를 암

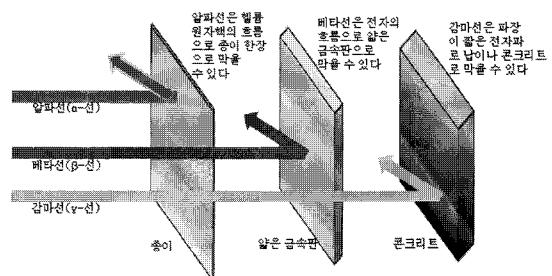


그림 3. 방사선의 종류와 투과력.

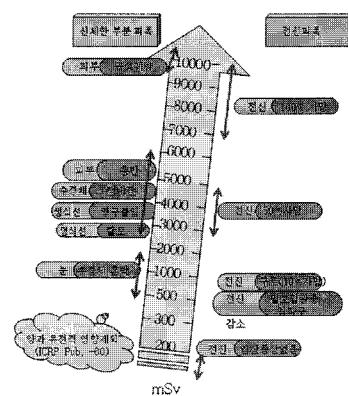


그림 4. 방사선이 인체에 미치는 영향.

(Cancer)이라 한다. 암세포의 경우 세포의 유전자 중 일부에 이상이 발생하여 이들 유전자의 산물인 단백질의 특성이 바뀌게 되고, 그 결과로 세포 성장 조절에 이상이 발생하며, 이 이상 세포는 유전자의 변이를 동반하므로 암은 유전자의 이상에 의한 유전자 질환인 것이다.

방사선 치료 중 가장 보편적인 X-선 치료는 X선 필름을 이용하여 직접 조사하고 감광하는 방법을 사용하여 왔으나, X-선은 높은 에너지의 전자로 암세포 내의 수소 결합을 끊어 암의 DNA를 제거하는 방법으로 X-선 치료 시 악성 종양뿐만 아니라 정상 조직에도 X-선이 조사되는 등 부작용이 있다는 단점이 있다. 이러한 정상 조직에 X-선 피폭을 최소화하고 암 조직만 집중 치료할 수 있는 방법이 IMRT(Intensity Modulation Radiation Therapy)법이다. 방사선 세기를 부분별로 조절하여 깊이와 조직의 경도에 따른 차이에 맞추어 종양에 가장 이상적으로 치료하는 방법이 선형 가속기(LINAC, Linear accelerator)이다. 1980년 이후 의료용 선형가속기는 전자를 4~25 [MeV] 영역까지 가속시키는 방식으로 종류는 전자기선만 발생시키는 것, X-선만 발생시키는 것, 그리고 이 두 가지 모두를 발생시키는 것이 있다. 선형 가속기는 자기 공명 영상(MRI, Magnetic resonance imaging)을 접목한 것이다.

MRI 원리는 자기장과 비전리 방사인 라디오파를 이용해 체 내의 수소 원자핵에 핵자기 공명 현상을 일으켜 원자핵의 밀도와 물리·화학적 특성을 나타내는 신호강도를 측정하고, 이를 컴퓨터로 수학적 연산을 통해 신호 강도의 분포를 영상화한 것으로 핵자기 공명(NMR, Nuclear magnetic resonance) 영상 획득과 스픬 격자 이완 시간(스핀 - lattice relaxation time)을 응용한 것이다.

표 1. 방사선 의료기기 목록.

품목군	해당품목명
방사선치료장치	의료용 X선장치, 방사선치료장치
비전리진단장치	비전리진단장치 (자기공명전산화단층촬영장치)
방사선 및 레이저장해 방어용 기구	방사선 및 레이저 장해 방어용 기구 (X선 방어용 앞치마, 레이저 방어용 안경 등)
이학진료용기기	이학진료용 기구, 개인용전기자극기

1971년에 G. 하운스필드와 앤런 코맥에 의해 X선 영상을 단층으로 찍어 컴퓨터로 영상 데이터를 모아 3차원으로 구현하는 컴퓨터 단층 촬영(CT, Computer tomography) 기법의 등장은 진단 기술의 획기적인 발전을 가져왔으며, X-선의 활용이 더욱 커지게 되었다.

퓨전 양전자 방출 단층 촬영(PET-CT)은 양전자 방출 촬영(PET, Positron emission tomography)장치와 컴퓨터 단층 촬영(CT, Computed tomography)을 결합한 형태로 인체 내에서 양전자를 방출하는 방사선 의약품을 투여한 후 전산화 단층 촬영과 유사한 방법으로 360°의 모든 각도에서 측정되는 방사능의 분포를 재구성하여 영상화하는 의료기기이다. 이는 암 진단에 효과적으로 사용되고 있으며, 특히 종양은 CT나 감마카메라 등에 비해 월등히 앞선 시기에 병을 진단할 수 있게 되어, 암의 초기 진단을 가능하게 하고 검사 시간을 크게 단축하였다. 표 2는 의료용 방사선 기기의 발달 과정을 간략히 정리한 것이다.

## 2.2 방사선 이용 분야

방사선 동위원소 이용 분야로는 크게 6가지로 구

표 2. 의료용 방사선 기기 발달 과정.

DATE	PROCESS	ENERGY in MeV
X-RAY THERAPY		
1905	X-ray tube	0.05-0.2
1947	Van de Graaff	3
1948	Betatron	20
1953	Linac	6-30
GAMMA-RAY THERAPY		
1910	Radium needles	1-3
1951	Cobalt "bomb"	2
ELECTRON THERAPY		
1947	Van de Graaff	3
1948	Betatron	20
1963	Linac	6-30
NEUTRON THERAPY		
1969	Cyclotron	30
PROTON THERAPY		
1955	Cyclotron [and synchrotron]	60-230
HEAVY ION THERAPY(Carbon)		
1994	Synchrotron [and Cyclotron]	400 MeV/u

분한다. ① 첨단 개발 분야는 우주 개발, 해양 개발 등, ② 농업이용 분야는 방사선에 의한 돌연변이를 이용하여 기본 품종의 우수한 특징만을 보존하며 품종 개량, 발아 방지 등, ③ 의료이용 분야는 적당한 양의 방사선을 쪼임으로서 암세포만 사멸하는 암 치료, Radiography, CT, SPET, PET, Angiography 등 진단 및 치료 장비, ④ 공업 분야는 방사선 세기의 변화를 측정하여 물질의 두께 및 밀도측정에 이용하는 계측 분야, 비파괴 검사, 화학물질 검출 등, ⑤ 연구 분야는 식물 및 동물 생리 연구, 물성변화 연구, 고고학 연구 등, ⑥ 조사 분석 분야는 반감기를 이용한 연대 측정, 유전 공학 등으로 구분한다. 그림 5는 방사선 이용분야의 나무 모형 사진이고, 그림 6은 우라늄의 핵분열 과정으로 원자력 분야에서 우라늄 핵분열로 얻어지는 열에너지를 이용하여 증기 터빈을 회전시켜 전력을 생산하는데 이용된다.

### 2.3 방사선 치료 분야

의료용 방사선 치료 분야는 국내에서 1982년 방사

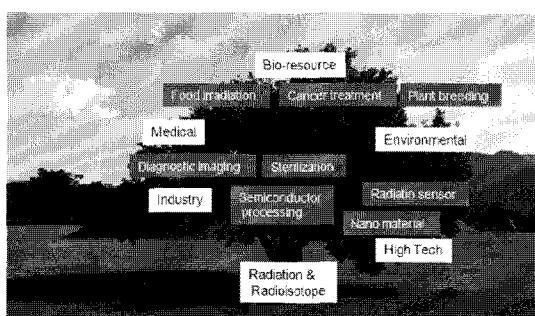


그림 5. 방사선 이용 분야의 나무모형.

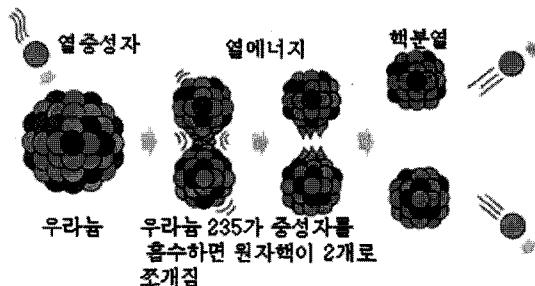


그림 6. 우라늄의 핵분열과정.

선이 방사선 진단 분야와 방사선 치료 분야로 분리되어 사용되고 있다. 진단 분야는 방사선 진단과 핵의학 진단으로 구분하고, 방사선진단은 엑스(X)선, 컴퓨터 단층 촬영(CT), 자기 공명 영상 촬영(MRI) 등 방사선 발생 장치를 이용해 인체의 이상 여부를 판독하는 것이고, 핵의학 분야는 방사선 동위원소의 원자핵이 붕괴해 방사선을 방출하는 현상을 이용해 인체의 해부학적, 생리학적 상태를 진단 평가하고 치료하는 분야이다.

방사선 치료 분야는 방사선 발생 장치 등을 통해 치료를 하는 것이다. 방사선 발생 장치는 X-선이 빠른 속도의 전자가 원자와 충돌할 때 발생하므로 전자를 매우 빠른 속도로 가속시키는 장치와 전자를 가속시키기 위한 전공 상태의 유리관이 필요하다. 그림 7은 X-선 발생 장치의 구성도를 나타낸 것이다.

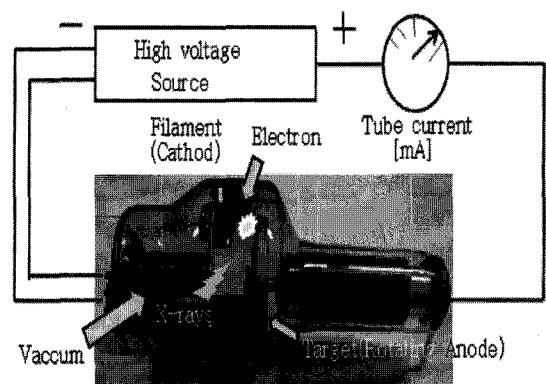


그림 7. 방사선 치료 분야 구분.

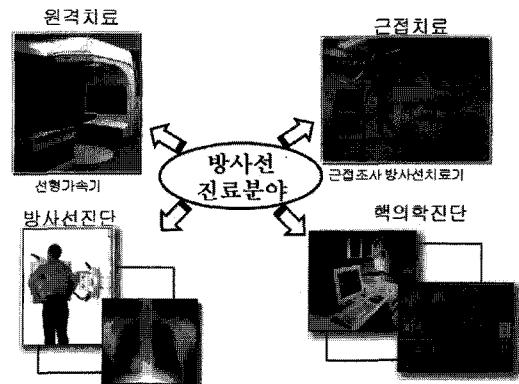


그림 8. 방사선 치료 분야 구분.



치료 분야는 원격치료와 근접 치료로 나눌 수 있다. 암(癌)의 표준 치료법으로 크게 수술, 방사선 치료, 약물 요법의 세 가지가 있으며, 수술은 1950년대, 방사선 치료는 60년대, 약물 요법은 70년대에 치료에 대한 기준이 잡혔다. 그럼 8은 방사선 진료 분야를 구분한 그림이다.

### 3. 의료용 방사선 장비

#### 3.1 방사선 진료 장비 (Radiation Treatment Equipment)

방사선 치료는 높은 에너지 파동으로 조직을 관통하는 방사선이나 방사능을 방출하는 입자를 이용하여 암을 치료하는 방법으로서, 치료의 목표는 정상 세포에 대한 피해를 최소화하면서 암세포의 파괴를 최대화하는 것이다. 방사선의 종류에 따라 세포

의 파괴에 대한 효율이 달리지는 것을 생물학적 효과 비율 (RBE, Relative biological effectiveness, 흡수 선량은 같을지라도 그 방사선의 종류에 따라 생체 조직에 주는 생물학적 효과는 다르기 때문에 그 효과의 크고 작은을 비교하는 데에 쓰는 양)로 정의되어 있어서, 신체의 거의 모든 부위에 발생하는 여러 가지 종류의 암 치료에 이용되고 있으며, 항암 치료의 필수적인 사항이 방사선치료이나 의료 기술의 발달로 방사선 조사량을 줄이면서 좀 더 빠르고 정확하게 암세포의 위치와 주위 정상 장기의 위치에 따라 치료 부위를 정확히 조준하고, 방사선의 강도를 조절할 수 있는 정교한 의료 장비가 진화를 거듭하고 있다.

##### (1) 디지털 진단용 X-선 장비

디지털 방사선 촬영 장치 (DR, Digital Radiography)는 주로 고성능 고주파 방식의 X-선 발생 장치, 튜브 지지 장치, 환자용 테이블, 흉부 촬영 장치 등으로 구성되어 있다. X-선은 파형 또는 진동 형태, 전자기력, 방사원으로부터 여러 방향으로 방사되는 형태를 취하고 있으며, 특징은 투과 효과, 사진 효과, 투시 효과, 생물학적 효과, 이온화 효과 등이 있다. 이 X-선은 인체와 같은 연부 조직들을 잘 투과하기 때문에 X-선을 이용해서 인체의 내부를 투시할 수 있게 되었고, 인체 내부의 여러 가지 많은 정보를 필름상으로 나타낼 수 있게 되었다. X-선 사진은 뼈와 같은 단단한 조직에 생기는 병변의 검출에는 정확도가 높지만 뇌나 복부와 같은 연질 부위에 대해서는 비효과적이다. 그러므로

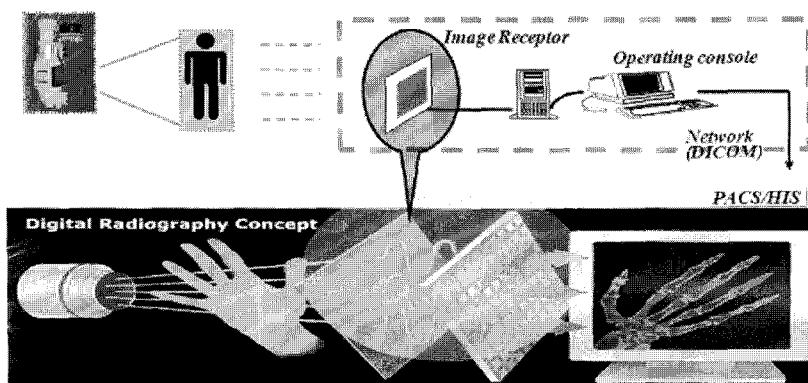


그림 9. Digital X-ray Sensor 원리.

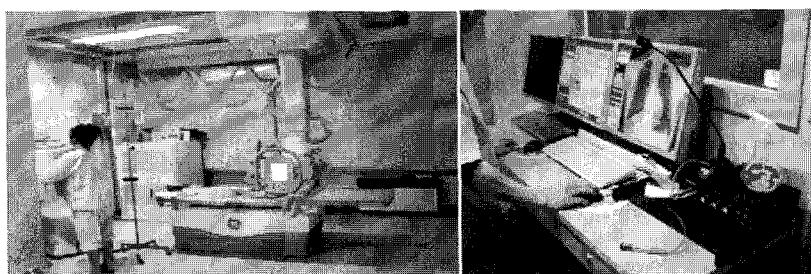


그림 10. 디지털 진단용 X-ray (DR)기기와 영상이미지 사진.

X-선상의 선명도를 증대시키기 위한 혈관 조영제, 소화관 조영제 등을 투입하여 이와 같은 단점을 보완하고 있다. 그림 9와 10은 디지털 진단용 X-선 기기의 원리와 사진 (광주기독병원 의료영상과)이다.

## (2) 자기 공명 영상 (MRI)

MRI는 1945년 퍼셀 (Purcell), 블로흐 (Bloch) 등에 의해 발명된 이래 1970년대 후반부터 의료 분야에서 영상 진단 장치로 크게 각광을 받게 되었다. MRI에서 원자핵 스핀을 여기 (Excitation)하고, 여기된 스핀이 평형 상태로 회귀하면서 발생하는 불꽃 이온화 검출기 (FID, Flame ionization detector) 신호를 감지하는 장치가 바로 고주파 코일이다. 따라서 고주파 코일의 감도 특성은 자기 (원자핵 스핀과 전자스핀)

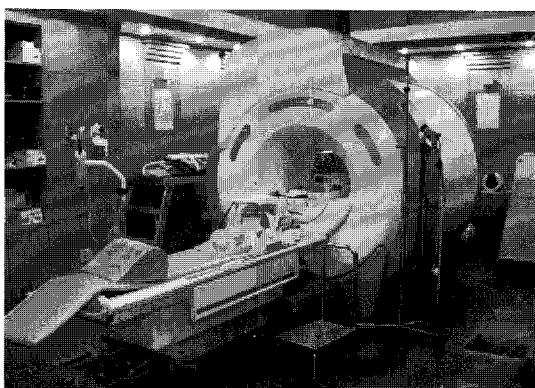


그림 11. MRI 기기.

공명 영상의 신호 대 잡음비 (S/N비)를 좌우하기 때문에 잡음이 적은 영상을 얻기 위해서는 고감도의 고주파 코일이 필수적이라 할 수 있겠다. 요즘에는 위상 배열형 (Phase array) 고주파 코일이 개발되어서 고주파 코일의 감도가 더욱 크게 향상되었고, 여러 부위들을 촬영할 수 있게 되어 신체 내부의 다양한 부위를 영상으로 나타낼 수 있게 되었다. 그림 11과 12는 MRI 기기와 뇌를 스캔한 MRI 이미지 사진 (전남대학교 화순병원, 진단방사선과)이다.

## (3) 전산화 단층 촬영 장치 (CT)

인체의 단면 영상은 규칙적인 행과 열의 격자 속에 배열된 수많은 화상 성분들 또는 화소들로 구성되어 있는 것으로 생각할 수 있다. X-선 CT의 기본 원리는 인체의 한 단면 주위를 돌면서 가느다란 X-선을 조사하여 각각 그 투과된 강도를 측정하고 이 데이터들이 컴퓨터에 의해 해당 각 단면 각 지점 (Matrix)의 흡수 강도로 계산, 수록되어서 이 숫자에 따라 흑백 또는 칼라화 시켜 영상으로 나타나게 하는 것이다. 그림 13은 CT의 이미지 영상 획득 방법 및 재구성과 영상처리 하는 방법 (조선대 영상의학과)을 나타낸 것이며, 그림 14는 X-선 CT로 단면 영상을 구성하기 위한 것이다. 이 단면 영상을 획득하기 위해서는 여러 방향의 투영 데이터가 필요하다. 이 투영 데이터 집합을 가지고 영상을 재구성하게 되는데, 이 X-선 CT라는 것은 X-선이 인체의 조직을 통과할 때에 생기는 X-선 흡수율의 미소한 차를 검출하여 컴퓨터의 재구성으로 인체의 단면상을 얻는

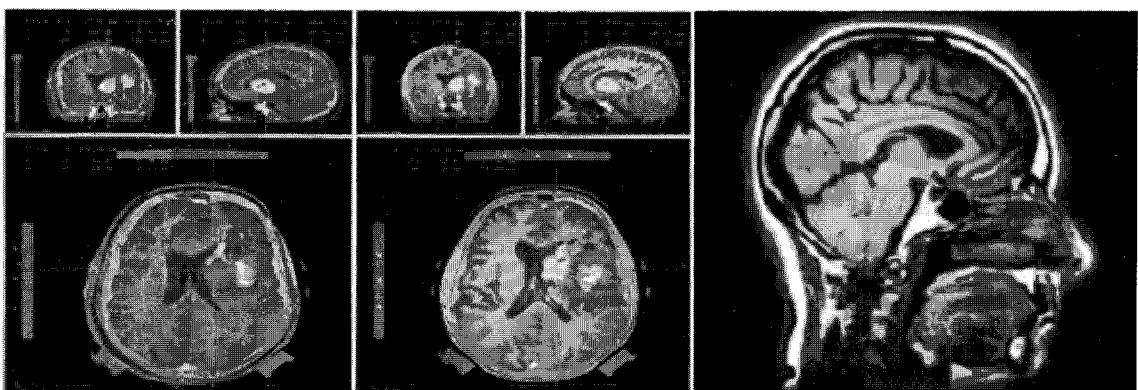


그림 12. MRI를 통해 뇌를 스캔한 이미지 사진.

방법이다. 그림 15는 CT의 내부 설계 구조 및 각 부의 명칭을 나타낸 사진이다.

X-선 CT로 얻은 영상은 인체 내 조직의 X-선 감쇠 계수 분포를 나타낸 것으로 절대값을 나타내는 것이 아니라 상대값을 나타내는 것이 일반적이다. 이 상 대값을 CT 번호라고 하고, CT 번호는 물의 감쇠계수를 기준으로 하여 조직들의 감쇠계수를 확대하여서 나타낸 값이라고 할 수 있다. 즉, 물의 CT 번호를 0, 인체 조직 중 가장 감쇠계수가 큰 경골(뼈) 부분을 +

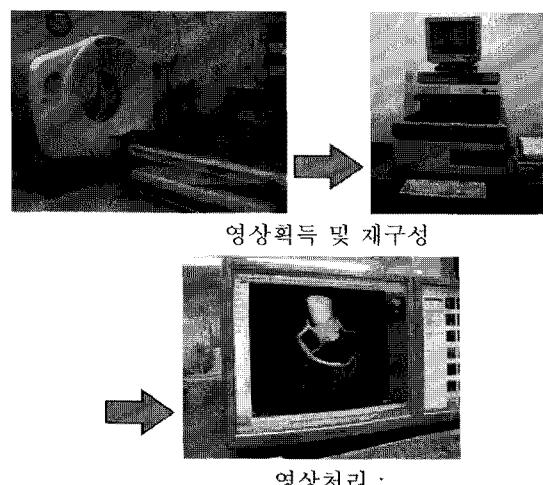


그림 13. CT의 연상획득 방법.

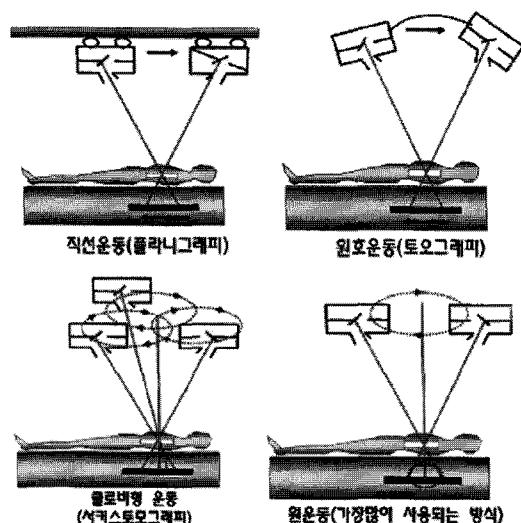


그림 14. X-선 CT 단면영상 구성.

500, 가장 감쇠계수가 작은 부분인 공기 부분을 – 500으로 나타낸다.

#### (4) 선형 가속기 (LINAC)

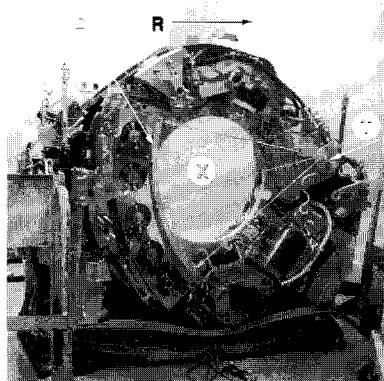
리니악 (LINAC) 특징은 암환자의 움직임을 정확히 파악해 3차원 입체 영상 분석을 통해 암세포만 파괴하는 방사선의료기기이다. 이 기기는 입체 방사선 치료를 위한 다엽콜리메이터 (MLC, Multi-leaf collimator) 실시간 환자 검증 시스템인 전자포털 영상 장치, 환자 자세 자동 교정 장치, 전산화 단층 촬영 모의 치료 장치 등으로 구성되어 있다.

다엽콜리메이터란 암 치료를 위해 엑스선과 전자선을 발생시키는 선형 가속기에 장착되어 고도의 정확도와 정밀성이 요구되는 3차원 입체 조형 치료 및 방사선의 세기를 조절할 수 있게 하는 장치이다. 전자 포털 영상 장치의 CT 기기는 최소한의 방사선으로 선명한 영상 획득이 가능해 환자에게 치료에 따른 방사선 노출을 최소화하고 있다. 또, 환자의 호흡 주기에 따라 영상 획득이 가능해 호흡에 따른 위치 변화에도 대응할 수 있다. 실제로 흉부 및 복부 부위의 방사선 치료 시 환자의 호흡으로 인해 방사선 치료의 오차가 발생할 수 있었지만, 리니악에 이 장치가 내장되어 있어서 오차가 거의 없게 설계되었다. 전산화 단층 촬영 모의 치료 장치는 85 cm의 큰 내경을 이용, 환자의 신체 조건과 각종 치료를 위한 고정 장치에 제약을 받지 않으면서 신속한 모의 치료를 가능하게 하고 촬영장에서 바로 종양의 정확한 위치를 파악해 치료 부위를 표시하고 호흡 등으로 인한 오차를 보완해 치료 계획을 세우게 된다. 그림 16은 선형 가속기 사진과 이미지 획득 영상 장치 (광주보훈병원)이다.

#### (5) 퓨전 양전자 방출 단층 촬영 (PET-CT)

PET-CT는 암 진단에 효과적으로 사용되고, 특히 종양을 CT나 감마카메라 등에 비해 월등히 앞선 시기에 진단할 수 있게 되어 암의 초기 진단을 가능하게 하는 의료 기기이다.

PET은 양전자 방출하는 방사성 의약품 포도당 유사체를 이용하여 체 내의 미세한 변화를 영상화하는 최첨단 검사이고, 이용하는 약품에 따라 당 대사, 단

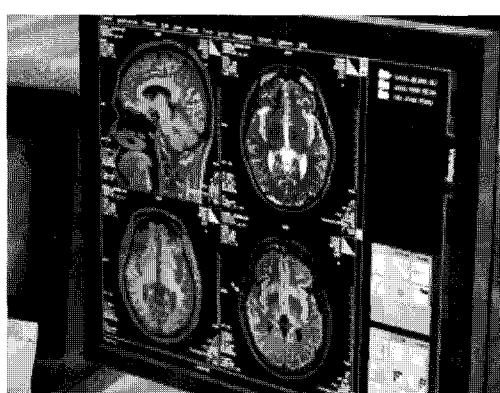


T : X-ray tub  
D : X-ray detectors  
X : X-ray beam  
R : Gantry rotation

그림 15. CT의 내부설계 구조 및 각 부의 명칭.



(a)



(b)

그림 16. 선형가속기와 이미지 획득사진.

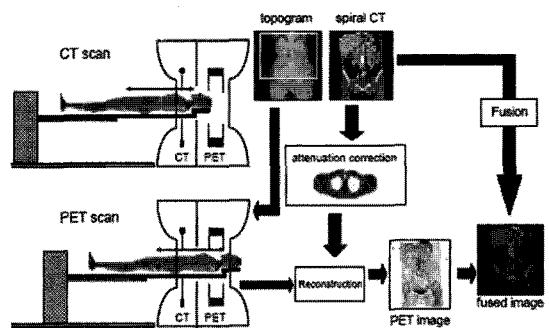


그림 17. PET/CT Scan Protocol.

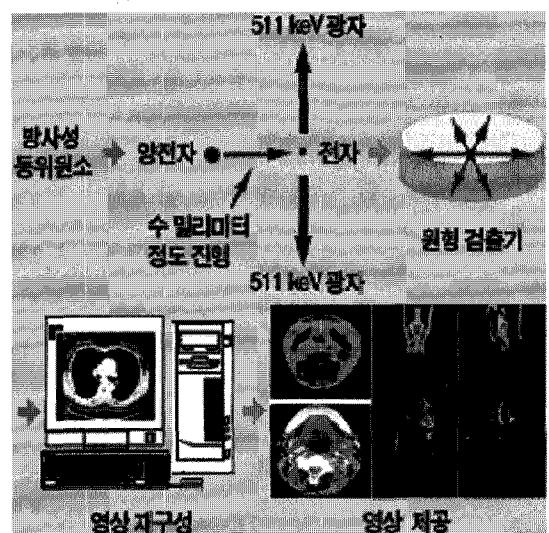
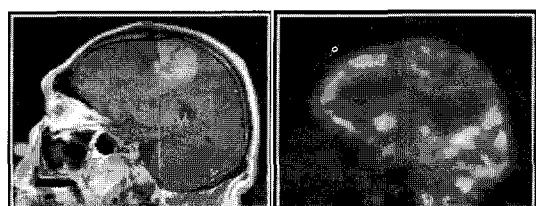
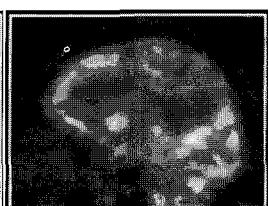


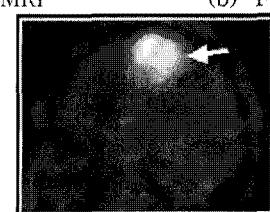
그림 18. PET-CT의 원리.



(a) MRI



(b)  $^{18}\text{F}$ -FDG



(c)  $^{11}\text{C}$ -MET

그림 19. PET-CT 이미지 사진 영상.



백질 대사, 핵산 대사, 혈류 등의 다양한 체내 변화를 영상으로 얻을 수 있으며, 이중 포도당 대사를 관찰하는 검사가 가장 흔히 쓰인다. 인체 내에 주사된 포도당 유사체는 암세포에 집적되고 방출된 양전자(+)는 주변의 전자(-)를 만나서 소멸 반응을 일으킨 후 서로 반대 방향을 가지는 511 [KeV] 에너지 두 개의 감마선으로 변환된다. 이 감마선들은 PET-CT의 원형동시 계측 회로에서 검출되어서 컴퓨터에 위치 정보를 전달하게 되고 컴퓨터에서는 인체 내에 어느 곳에 이상이 있는지를 영상으로 표현한다. PET-CT 검사 종류는 전신, 뇌신경계, 심장 등이다. 그림 17과 18은 PET-CT의 스캔 프로토콜과 원리를 나타낸 그림이고, 그림 19와 20은 PET-CT의 이미지 영상 사진과 기기사진(전남대 화순병원)으로 뇌암 진단받고 방사선 치료를 받은 뒤 잔존하는 암이 있는지의 여

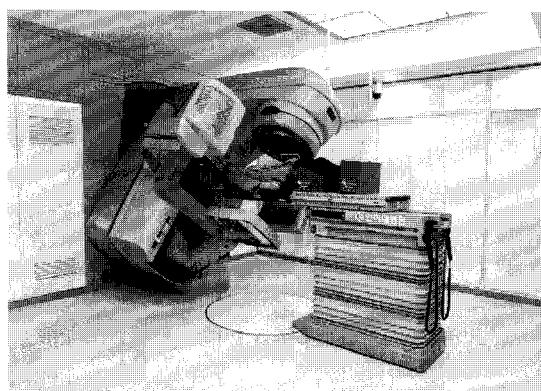


그림 20. PET-CT 의료기기 사진.

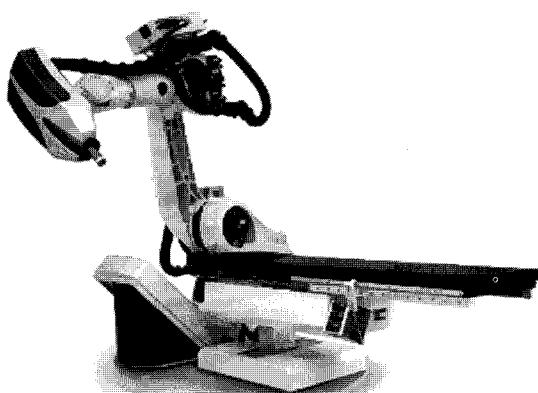


그림 21. 사이버나이프 의료기기 사진.

부를 MRI에서 알기 어려울 때 이용한다.

#### (6) Cyberknife

사이버나이프는 선형 가속기, 로봇팔, 영상 유도기 (Imaged Guided Target Localization System)를 결합한 형태로 동작이 자유로운 로봇 팔에 방사선 조사 장치인 선형 가속기를 장착시켜 어느 방향에서든지 방사선을 조사시킬 수 있으며, 영상 유도기술로 실시간 환자의 병변 위치를 확인할 수 있는 구조로 되어있다. 천장에 달린 진단용 X-선 발생기가 병변 추적용 X-선을 발사하여 치료대 위에 누워있는 환자의 영상을 실시간으로 감지하며, 로봇 팔이 처음 CT로 촬영된 3차원 영상과 비교하면서 병변의 위치를 파악해 자동으로 1296개의 방향에서 방사선을 조사하고 치료하는 기기이다. 영상 유도기를 이용하면 신체 골격을 좌표로 하는 전혀 새로운 접근방식이 가능해 환자의 신체 어느 부위에 있는 병변에 대해서도 1 mm 이하의 정확도를 가지고 방사선 수술을 할 수 있다. 그림 21은 사이버나이프 의료기기 사진(가톨릭대학 성모병원)이다.

#### 3.2 방사선 측정 장비 (Radiation Measurement Equipment)

방사선 측정 장비는 고정용 환경 방사능 감시소(모니터링 포스트)와 개인 휴대용 방사선 측정기 등 2가지로 분류하며, 이중에 개인 휴대용 방사선 측정기는 작업자 및 종사자들이 착용하고 근무함으로써

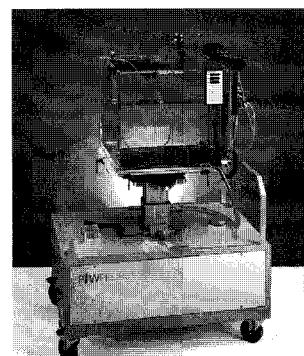


그림 22. 방사선치료 측정 장비.

실제 각 개인이 방사선에 노출된 량을 측정할 수 있도록 되어 있다. 모니터링 포스트 (환경 방사능 감시소)는 발전소 주변 지역에 고정 설치되어 있는 환경 방사능 감시용 장치로서 공기 중의 감마 ( $\gamma$ )선을 24시간 연속 측정하고, 개인 휴대용 방사선 감시기는 ① 자동선량계 (ADR)로 작업자가 방사선 구역에 출입 시 착용하는 개인 방사능 감시용 측정기로서 매 회 작업하는 동안에 받게 되는 방사선의 양을 측정 할 수 있다. 컴퓨터와 턴 스타일 (Turn-stile) 그리고 자동 선량계가 연결되어 선량 관리를 전산 처리로 자동 관리한 것으로 열형광 선량계 보조 역할을 하며 ② 열형광 선량계 (TLD)는 작업자가 방사선 구역에 출입 시 자동 선량계와 같이 착용하게 되는 선량 계로서 일정 기간 동안에 방사선에 노출되어 집적되는 총 방사선의 양을 판독한다. ③ 텔리택터는 휴대용 고준위 방사선 계측기로서 주로 격납 용기 내에 서 많이 사용한다. 그림 22는 방사선의 분포 측정 기기로 방사선 치료를 위해서는 의료용 선형 가속기에 Water phantom을 사용하며 절대선량 및 상대선량 측정 등을 감시하는 장비이다.

### 3.3 방사선 촬영 장비 (Radiography Therapy Equipment)

병·의원에서 의료 영상 저장 전송 장치 (PACS, Picture archiving communication system)와 디지털 방사선 촬영 장치 (DR), 컴퓨터 영상 처리 장치 (CR) 등을 이용한 디지털 진단이 빠르게 확산되고 있다.

PACS란 X-선, 컴퓨터 단층 촬영 (CT), 자기 공명

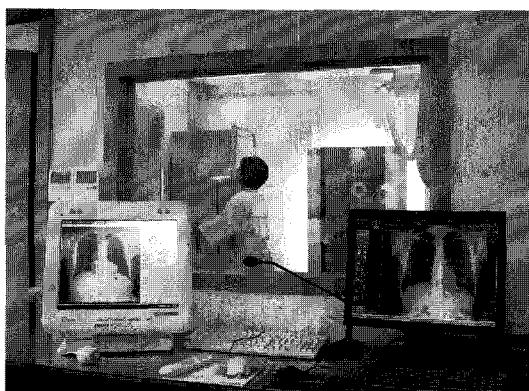


그림 23. 의료영상저장전송시스템.

영상 촬영 (MRI) 장치 등으로 촬영한 각종 의료 영상을 아날로그 필름으로 인화하지 않고 컴퓨터에 저장한 다음 디지털 영상으로 변환하는 장치이다. 이 시스템 도입이 늘면서 필름 없이 X-선 촬영 영상을 디지털로 획득하게 해주는 방사선 촬영 장치 (DR) 도 입이 증가하고 있다. 이처럼 PACS를 비롯해 CR·DR 장비 보급이 확대되는 것은 기존의 아날로그 방식의 의료영상 촬영과 달리 디지털 방식의 의료 영상 촬영은 필름 비용 부담과 보관상의 어려움 및 공간 제한 등의 문제점을 해결할 수 있기 때문이다. 건강 보험 심사 평가원의 '요양 기관 종별 의료 장비 현황' 자료에 따르면 2009년 3분기 현재 의료 기관에도 입된 PACS 시스템 수는 1009, DR은 809, CR 장비는 2,344대에 달한 것으로 조사됐다. 그림 23은 의료 영상 저장 전송 시스템(조선대병원 의료영상학과)을 나타낸 것이다.

## 4. 의료용 방사선 동향

의료용 방사선 기기의 앞으로의 추세는 비교 우위 및 파급 효과가 큰 분야를 선별하여 특정분야에 집중하고, 특정 테마를 정하여 기기의 사용에 관한 문제 해결 중심으로 선택과 집중에 의한 연구 수행과 암의 정복을 위한 산학연 연구가 필수적이다.

현재 Medical X-선 촬영기술의 문제는 ① 과다한 방사선 피폭량 (Radiation Dose)으로 세계보건기구 (WHO)의 일인당 1년 최대 허용량이 1 mSv이나, CT Scan 일회 촬영 시 흉부 X-선 대비 최대 400배의 피폭량을 안고 있으며, ② 영상화질 (Image Quality)의 한계는 진단적 가치가 없는 방사선 검사 불량 사진 비율이 복부 CT 검사는 25.4%, 유방촬영 검사는 36.6%로 상당히 높으며 (2001 국감자료) ③ 암 조기 진단의 어려움으로 암과 같이 환부와 정상조직의 X 선 흡수율의 차이가 적은 곳을 판독하기 위해서 선명한 영상을 얻을 수 있는 높은 대비 (High Contrast)를 가진 새로운 X-선 영상 촬영 기술이 필요하다. 이를 해결하기 위한 방안으로 현재 사용 중인 X-선은 광대역 에너지를 방출하는 Polychromatic X-선으로 낮은 에너지의 X-선은 인체에 축적되어 해가되고,

높은 에너지의 X-선은 인체 투과율이 과도하여 영상화질 저하의 요인이 됨으로 불필요한 낮은 에너지 및 높은 에너지의 방사선을 제거하고, 영상촬영에 가장 효과적인 에너지의 X-선만을 방출하는 단파장(Monochromatic) X-선을 사용함으로서 방사선 피폭량을 최소화하는 동시에 영상화질을 현저하게 개선 할 수 있다. 또한 초저량 방사선 피폭(Ultra Low Dose)을 사용하는 새로운 차원의 X-선 검색기가 필요하다.

## 5. 결 론

전기·전자 기술의 급속한 발전은 의료기기에 대한 발달을 가져왔으며, 전기의 고전압을 이용한 X-선 발생은 환자의 진료를 수행하기 위한 수단이자 방법이 되고 있다. 방사선 기기는 인체의 생리현상과 병리적 상태를 대상으로 하여 물리적인 이론과 전기적인 기초 지식에서 만들어진 기기이므로 사용 중에 방사성의 위해와 전기적인 위험성이 동시에 내재하고 있다.

국민 대다수는 우리나라 성장 동력을 위한 소재 및 소자가 필요하다고 생각한다. 여러 종류의 성장동력 재료가 있지만 의료산업분야의 의료용 방사선 의료 기기는 그 중에서 가장 중요한 소재이며 미래형 기술 중 하나이다. 최근에는 영상 진단장치는 분자 영상을 실현하는 기술로 진입하고 있다. 국내 의료용 방사선 기기의 축적된 기술을 이용하여 현재 전량 수입에 의존하고 있는 일부 품목을 개발하고, 미소한 부분을 국가 시책으로 적극 지원하면 빠른 시일 내 개발이 가능해져서 대외 수입 의존도가 감소되리라 생각된다.

방사선 치료 기기 개발은 방사선 기기 분야 중 단기간 내에 산업화를 할 수 있으며, 국산화시 가격 경쟁력이 높고 수입 대체 효과가 클 뿐만 아니라 동남아 및 남미 등 후발국에 수출 가능성성이 매우 높다 특히 새로운 기능과 IT를 접목한 방사선 치료 및 진단 기기는 한국의 의료기 산업을 밝게 하는 산업이다. 지식 기반 장치인 가속기를 이용한 전자, 양성자, 중입자 치료기는 앞으로 국내 기술을 세계 시장에 내

놓을 좋은 기회가 될 것이므로 기술 개척이 시급한 분야라 사료된다.

## 참고 문헌

- [1] 송민종 외, 원적외선 실무기술, (주)북스힐, 2~84. 2006.
- [2] 김현자 외, 자기공명 의료영상학, (주) 북스힐, 6~66. 2008.
- [3] 박수성 외, 진단방사선원리, 대학서림, 5~102, 476 ~664, 1985.
- [4] 김명희 외, 인체해부학, 현문사, 19~20, 2002.
- [5] 채종서, 미래를 여는 방사선 의료기기, 과학기술정책, 5~6월, 102~108, 2007.
- [6] 김성규 외, 렌트겐의 생애와 X-선의 발견, 대학서림, 7~16, 1997.
- [7] 김남현 외, 의공학 입문-개정증보판, 신팔출판사, 15 ~23. 1999.
- [8] 권달관 외, 최신 방사선 기기학, 고문사, 399~434, 1996.
- [9] 차동우, 대학물리-전자기 현대물리편, 281~324, 2009.
- [10] van Tinteren H, Hoekstra OS, Smit EF, et al. Effectiveness of positron emission tomography in the preoperative assessment of patients with suspected non-small-cell lung cancer: the PLUS multicentre randomised trial. Lancet. 359, 1388-93. 2002.
- [11] Delbeke D, Coleman RE, Guiberteau MJ, Brown ML, Royal HD, Siegel BA, et al. Procedure guideline for tumour imaging with 18F-FDG PET/CT. J Nucl Med. 47, 885~95. 2006.
- [12] Krause BJ, Beyer T, Bockisch A, Delbeke D, Kotzerke J, Minkov V, et al. FDG-PET/CT in oncology. German guideline. Nuklearmedizin. 46, 291~301. 2007.
- [13] Boellaard R, Oyen WJ, Hoekstra CJ, Hoekstra OS, Visser EP, Willemse AT, et al. The Netherlands protocol for standardisation and quantification of FDG whole body PET studies in multi-centre trials. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 35, 2320~33. 2008.
- [14] Coleman RE, Delbeke D, Guiberteau MJ, Conti PS, Royal HD, Weinreb JC, et al. Concurrent PET/CT with an integrated imaging system:

# Special Thema

Intersociety dialogue from the joint working group of the American College of Radiology, the Society of Nuclear Medicine, and the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance. J Nucl Med. 2005;46:1225?39.

[15] Wahl RL, Jacene H, Kasamon Y, Lodge MA. From RECIST to PERCIST: evolving considerations for PET response criteria in solid tumours. J Nucl Med. 2009;50(Suppl 1):122S?50.

[16] Wong, et al., Radiological Image Compression, IEEE, 1995.

[17] [www.donga.com/fbin/output?sfrm=1&n=200308240114](http://www.donga.com/fbin/output?sfrm=1&n=200308240114)

[18] [www.cancer.gov/cancerinfo/radiation-therapy-and-you](http://www.cancer.gov/cancerinfo/radiation-therapy-and-you)

[19] [www.cancer.go.kr/nciapps/user/basicinfo/gcancer\\_main.jsp](http://www.cancer.go.kr/nciapps/user/basicinfo/gcancer_main.jsp)

[20] [www.cancer.go.kr/cms/data](http://www.cancer.go.kr/cms/data)

[21] [health.chosun.com/site/data/html..825.html](http://health.chosun.com/site/data/html..825.html)

[22] [blog.naver.com/csmosm?Redirect=Log&logNo=50008678691](http://blog.naver.com/csmosm?Redirect=Log&logNo=50008678691)

[23] [www.krmc.or.kr/krmc2/user/](http://www.krmc.or.kr/krmc2/user/)

[24] [oc3.koreahealthlog.com/35822](http://oc3.koreahealthlog.com/35822)



성명 : 이성길

◆ 학력

- 1989년 조선대학교 대학원 전기공학과 공학석사
- 2000년 조선대학교 대학원 전기공학과 공학박사

◆ 경력

- 1983년 - 현재
- 2003년 - 2004년
- 2008년 - 현재

광주보건대학 방사선과 교수  
Southern Illinois University 교환교수  
대한방사선사 협회 부회장



성명 : 김승국

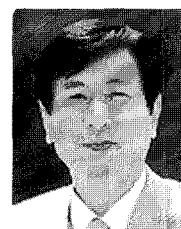
◆ 학력

- 1975년 공주사범대학 물리학과 이학사
- 1981년 조선대학교 대학원 핵물리학과 이학석사

◆ 경력

- 1989년 - 현재

광주보건대학 방사선과 교수



성명 : 김태완

◆ 학력

- 1981년 연세대학교 물리학과 이학사
- 1983년 연세대학교 대학원 물리학과 이학석사
- 1990년 UCLA Ph.D

◆ 경력

- 1991년 - 현재
- 1994년 - 2009년

홍익대학교 물리학과 교수  
한국전기전자재료학회 평의원,  
이사, 부회장

## 저|자|약|력|



성명 : 송민종

◆ 학력

- 1991년 원광대학교 대학원 전기공학과 공학석사
- 1992년 홍익대학교 대학원 전기제어공학과 공학박사

◆ 경력

- 1998년 - 현재 대한의용생체공학회 교육위원
- 2000년 - 2009년 한국전기전자재료학회 평의원, 편집위원, 이사
- 2009년 - 현재 한국산업기술평가관리원 지식경제 기술혁신 평가위원
- 1997년 - 현재 광주보건대학 방사선과 교수