

## Recent Technical Trends in Radiation Therapy

**Jae-Uk Jang**

*Dept. of Radiation Oncology, Chungnam National University Hospital, Daejeon 30515, Korea*

**Man-Seok Han\***

*Dept. of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 26949, Korea*

**Gab-Jung Kim**

*Dept. of Radiological Technology, Songho University, Hoengseong 25242, Korea*

**Sun-Youl Seo**

*Dept. of Diagnostic Radiology, Eulji University Hospital, Daejeon 35233, Korea*

**Se-Jong Yoo and Min-Cheol Jeon**

*Dept. of Radiological Technology, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon 34504, Korea*

(Received 8 October 2019, Received in final form 18 October 2019, Accepted 21 October, 2019)

The electromagnetic radiation therapy is a typical treatment method for treating human body cancer. During the past 100 years, there has been a rapid change in the progress of medical technology, and there have been many developments in the last ten years. Computed tomography was introduced for radiation therapy, and Three-dimensional conformal radiation therapy was started through image reconstruction techniques. Through intensity-modulated radiation therapy which examines the radiation intensity from the same plane in another way, more complex and detailed treatment became possible. In addition, accurate treatment became possible via image-guided radiation therapy which increases the reproducibility of the patient's position by using images acquired with the treatment equipment. Recently, with the advent of new equipment through the fusion of magnetic resonance imaging equipment and therapy equipment, it will give much help to radiation therapy. Such changes are expected to have many developments in the field of radiation therapy in the future.

**Keywords** : radiation therapy, Intensity modulated radiation therapy (IMRT), Image-guided radiation therapy (IGRT), particle therapy

## 방사선치료의 최근 기술 동향

**장재욱**

충남대학교병원 방사선종양학과, 대전시 중구 문화로 282, 30515

**한만석\***

강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

**김갑중**

송호대학교 방사선과, 강원 횡성군 횡성읍 남산로 210, 25242

**서선열**

을지대학교병원 영상의학과, 대전시 서구 둔산서로 95, 35233

유세종 · 전민철

대전보건대학교 방사선과, 대전시 동구 충청로 21, 34504

(2019년 10월 8일 받음, 2019년 10월 18일 최종수정본 받음, 2019년 10월 21일 게재확정)

방사선치료는 암을 치료하는 대표적인 치료방법이다. 지난 100여년 동안 의료 기술의 발전으로 급격한 변화가 있었으며, 특히 지난 10년 동안 많은 발전이 있었다. 방사선치료에 전산화단층촬영이 도입되면서 영상 재구성 기술을 통하여 3차원 입체조형방사선치료가 시작되었다. 동일 평면상에서 방사선 세기를 달리하는 세기조절방사선치료를 통하여 복잡하고 정밀한 치료가 가능 해졌으며 치료 장비에서 획득한 영상을 활용하여 환자의 위치 재현성을 향상시키는 영상유도방사선치료를 통해 보다 정확한 치료가 가능 해졌다. 특히 최근 치료장비는 자기공명영상장비 등과의 융합을 통한 새로운 장비의 등장으로 방사선치료에 많은 도움을 주고 있다. 이러한 변화는 앞으로 방사선치료분야에서 많은 발전을 가져올 것으로 기대된다.

주제어 : 방사선치료, 세기조절방사선치료, 영상유도방사선치료, 입자치료

I. 서 론

2018년 발표된 중앙암등록본부의 국가암등록통계에 의하면 대한민국 국민들의 기대수명이 82세까지 생존할 경우 암에 걸릴 확률은 35.3%로, 남자(기대수명 79세) 5명 중 2명(37.9%), 여자(기대수명 85세) 3명 중 1명(32.0%)에서 암이 발생할 것으로 추정된다고 한다. 또한 2015년에 새로 발생한 암환자의 수가 21만4701명으로 확인되었으며 수년간 대한민국 국민의 사망원인 1위에 암이 차지하고 있을 정도로 암은 두려움의 대상이었다. 그러나 최근 의료기술의 발전으로 인하여 최근 10년간 암생존율이 16.7% 향상되었으며 5년 암생존율이 70.7%에 도달하였다[1].

암을 치료하기 위해 다양한 치료방법이 시행되고 있으며, 수술에 의한 방법, 약물을 이용한 화학요법, 면역기전을 이용한 면역요법 그리고 방사선을 이용한 방사선치료가 대표적인 암 치료 방법이다[2].

국내에는 1930년대 자궁암에 라듐을 이용한 방사선치료가 처음 시행되었다. 1950년대 까지 250 kVp의 저 에너지 X선을 이용한 표재성 암 치료가 실시되었고 1960년대에 이르러 <sup>60</sup>Co 치료기의 고에너지를 이용한 심부치료가 시작되었으며, 현재 대부분의 방사선치료에 이용되고 있는 선형가속기를 이용한 방사선치료는 1970년대부터 본격적으로 실시되었다. 지난 100여년간 방사선치료는 의료기술의 발전으로 빠르게 발전하였으며, 특히 최근 10년 동안 비약적인 발전과 변화를 통하여 암 치료방법 중 매우 중요한 자리를 차지하게 되었다[3].

방사선치료는 1990년 중반이후 전산화단층촬영(computed tomography, CT)의 대중화로 3차원입체조형방사선치료(3dimensional-conformal radiation therapy, 3D-CRT)가 도입되면서 본격적인 발전이 시작되었으며, 이후 다엽콜리메이터(multi leaf collimator, MLC)의 등장으로 세기변조방사선치료(intensity-modulate radiation therapy, IMRT)가 시작되었다. 또한 방사선치료기와 방사선촬영장비의 융합으로 영상유도

방사선치료(image guided radiation therapy, IGRT)가 가능하게 되었으며, 그 밖에도 정위적방사선수술(stereotactic radiation surgery, SRS), 호흡동조방사선치료(respiratory gated radiation therapy, RGRT), 양성자치료(proton therapy) 등 매우 빠른 속도로 발전을 거듭하고 있다[4].

본고에서는 앞서 기술한 바와 같이 의료기술의 발전으로 급속도로 변화하고 암치료를 있어서 중요한 부분을 차지하고 있는 방사선치료에 대하여 알아보고 최신 방사선치료기술을 통하여 방사선치료를 이해하고 도움을 주고자 한다.

II. 방사선치료의 기본 개념

1. 방사선 치료 용적

방사선치료 시 정확한 치료 부위의 설정은 부작용을 최소화하고 치료 성공을 결정짓는 매우 중요한 요소이다. Fig. 1은 국제방사선단위측정위원회(international commission of radiation units, ICRU) 보고서 50에서 권고하는 치료계획에서 구별하여야 할 표적용적에 대한 대략적인 모형이다[5].

(1) 육안적 종양 체적(gross tumor volume, GTV)

암세포가 활발하게 성장하는 부분으로 전체적으로 명백한 종양으로 축진이나 육안, 획득된 영상에 관찰되는 부분으로

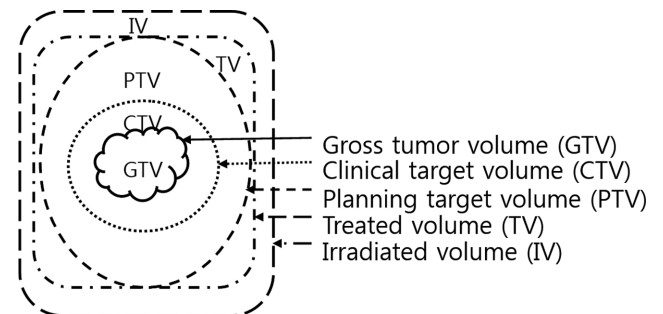


Fig. 1. The schematic illustration of ICRU (international commission of radiation units) and Measurements volumes. (From ICRU report 50).

원발 종양이나 전이된 림프절을 들 수 있다.

(2) 임상적 표적 용적(clinical target volume, CTV)

GTV를 포함하며 그 주위의 잠재적으로 현미경적으로 종양 세포의 농도가 낮은 부위로 치료목적 달성을 위한 치료 선량이 조사되는 용적이다.

(3) 치료계획 표적 용적(planning target volume, PTV)

CTV를 포함하고 방사선치료 동안 환자의 움직임이나 호흡에 의한 조직의 움직임에 따른 종양 용적의 변화와 환자의 치료자세 설정에서 오는 오차를 포함한 용적이다.

(4) 치료 용적(treated volume, TV)

치료계획 표적 용적에 균일한 선량을 주기위해 정상조직에 조사되는 용적으로 치료목적 달성을 위하여 포함되는 용적으로 치유목적과 완화적 조사에 필요한 치료 선량을 조사하는 용적이다.

(5) 조사 용적(irradiated volume, IV)

처방된 표적 주변의 정상조직으로 정상조직의 내용선량까지 조사할 수 있는 용적이다.

2. 치료목적에 따른 분류

방사선치료는 치료목적에 따라 완치목적인 근치적 방사선 치료와 고통완화 목적인 고식적 조사로 구분한다[6].

(1) 근치적 방사선치료(curative irradiation)

완치를 목적으로 치료하는 방법으로 치유목적조사 라고도 하며 장기간의 치료기간(치료 부위에 따라 다르나 주 5일 기준으로 20~37회)이 소요된다. 종양의 방사선 감수성이 비교적 높고 종양의 용적이 작고 림프절 전이가 국소적이며 환자의 전신상태가 비교적 양호할 경우 시행한다. 치료 방법은 정상조직이 견딜 수 있을 정도까지 가능한 많은 선량을 저 선량을 분할해서 치료하고 정밀한 방사선치료 기술을 요구한다.

(2) 고식적 방사선치료(palliative irradiation)

암이 진단 당시 상당히 진행되었거나 원격전이가 발견되어 완치 가능성이 없는 경우 통증의 경감, 출혈 방지, 호흡곤란 개선, 생명연장 등 환자의 고통을 줄이기 위해 시행된다. 치료 방법은 정상조직에 대한 장애가 최소화되도록 하며 조사 선량을 치유 목적에 비하여 적은 선량을 단기간 조사하여 치료한다.

3. 치료기술에 따른 분류

(1) 3차원 입체조형방사선치료(3dimensional-conformal radiation therapy, 3D-CRT)

3D-CRT는 과거 2차원 방사선치료에서 CT 영상을 활용하여 영상에 종양의 크기, 위치, 모양을 입체적으로 묘사하고 CT Hounsfield unit을 전자밀도로 환산하여 불균질 한 인체 조직의 밀도를 보정할 수 있으며 영상 재구성기법을 이용하여 2차원 방사선치료에서 시행하기 어려운 비동일면 방향으로 빔을 조사할 수 있어 선량분포를 입체적을 구성하여 좀 더 정교한 방사선치료가 가능한 이점이 있다[3,7]. Fig. 2는 식도암 환자의 3D-CRT 치료계획의 예로 선량분포를 입체적으로 잘 보여주고 있다.

(2) 세기변조방사선치료(intensity modulated radiation therapy, IMRT)

3D-CRT는 2차원 방사선치료에 비해 입체적인 선량분포를 적용하여 보다 양질의 방사선치료가 가능하지만 동일 조사면에 균일한 세기의 방사선 선속으로 치료를 수행하기 때문에 종양의 모양이 불규칙 하거나 주변에 주요장기가 있을 경우 균일한 방사선 조사로 인한 부작용이 발생하거나 경우에 따라 치료가 불가능하기도 했다. 그러나 IMRT는 동일 조사면 내의 선량분포를 불균등하게 조사하여 3D-CRT보다 정교한 치료가 가능하다[8]. Fig. 3은 유방암 환자의 양쪽 유방을 토

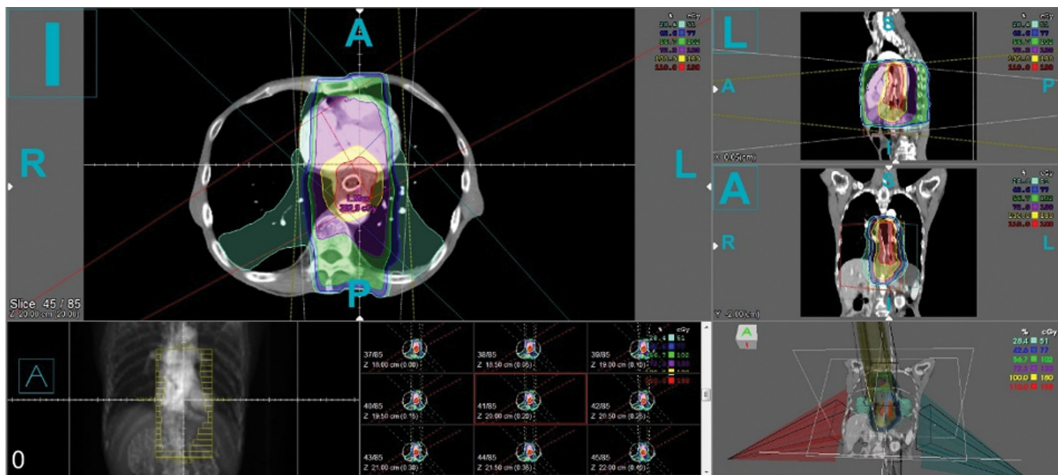


Fig. 2. (Color online) An example case of esophagus cancer patient by 3D-conformal radiation therapy in linear accelerator.

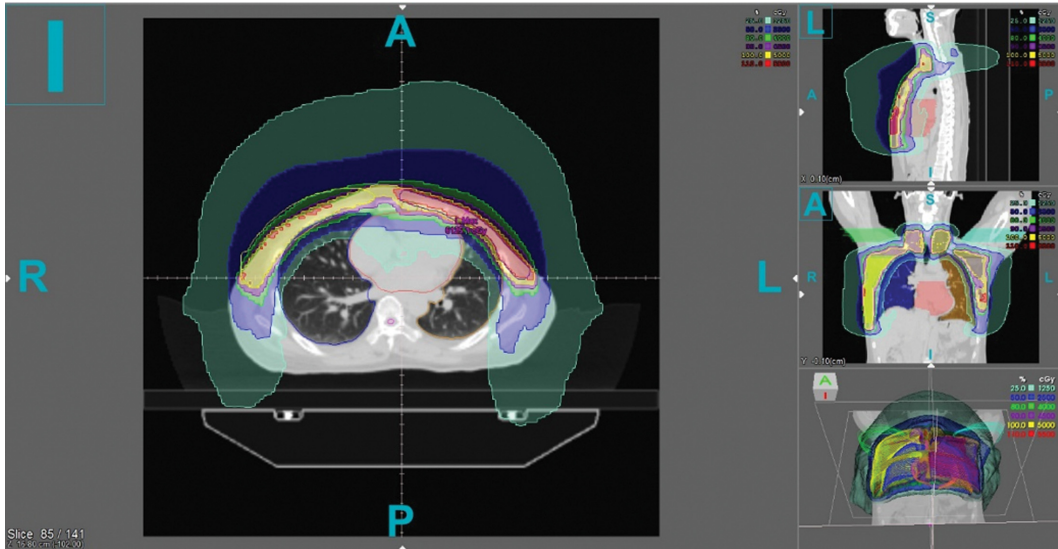


Fig. 3. (Color online) An example case of Intensity modulated radiation therapy plan for both breast cancer patient using Tomotherapy system.

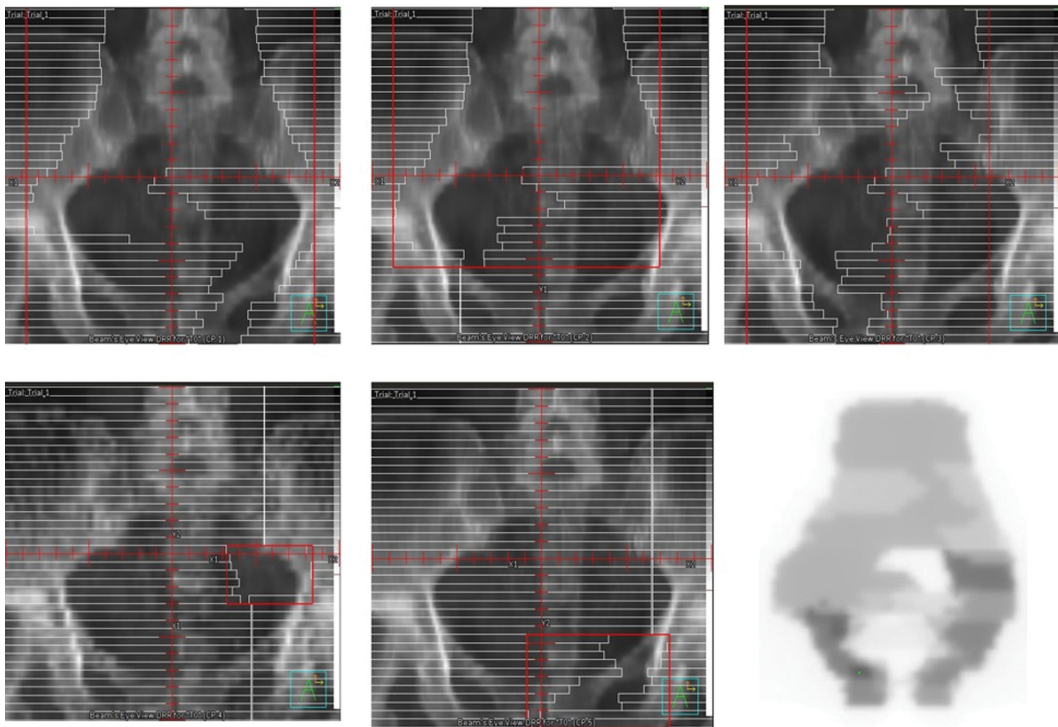


Fig. 4. (Color online) A Digital reconstruction images (DRR) in Intensity modulated radiation therapy using linear accelerator. Five difference sequences that all create the same intensity profile. The right bottom subfigure is the profile, intensity plotted against positions across the field.

모테라피를 이용하여 IMRT 치료계획을 실시한 예로 폐에 조사되는 선량을 최소화 하면서 종양에만 집중적으로 방사선을 조사할 수 있는 장점을 잘 보여주고 있다.

IMRT는 차폐블록을 대체하기 위해 개발된 다엽콜리메이터 (multi-leaf collimator, MLC)가 동일 조사면을 여러 개의 단위로 쪼개 많은 선속조각 (beamlet)을 만들어 조사함으로써 모양

이 다른 여러 개의 차폐블록을 사용하는 것과 같은 효과를 쥐 조사야 내에 위치별로 전달되는 선량이 달라지게 하는 치료 방법이다[9-11]. Fig. 4는 선형가속기를 이용한 IMRT의 한 예로 MLC를 이용하여 생성한 여러 개의 선속조각이 모여 동일 평면상에서 선량이 다르게 조사될 수 있음을 보여주고 있다. IMRT는 처방선량과 정상조직에 대한 제한 선량 등 예

정된 선량분포 기준을 치료계획시스템에 입력하여 기준을 충족시키기 위해 선속각의 세기를 조절하는 역방향 치료계획 (inverse planning)을 필요로 한다. 최근에는 고정식(static) IMRT 방식에서 더 나아가 선형가속기의 갠트리가 등근호를 그리면서 방사선을 조사하여 선량분포를 만들어내 세기변조 회전방사선치료(intensity modulated arc therapy, IMAT) 방식과 선형가속기의 갠트리가 회전하면서 선량분포를 용적단위로 방사선 세기를 변조하는 용적세기변조회전방사선치료(volumetric modulated arc therapy, VMAT)도 실시되고 있다[12,13].

(3) 정위적 방사선수술(stereotactic radiosurgery, SRS)

정위적 방사선치료(stereotactic radiosurgery, SRS)는 스웨덴의 신경외과 의사 Lars Leksell이 1951년에 뇌 수술을 피하기위해 외부 방사선치료를 제안하면서 방사선수술이라는 용어를 만들면서 시작되었다[14]. 이후 많은 연구가 진행되면서 1968년 스웨덴에서 처음으로 <sup>60</sup>Co 선원을 사용하는 감마나이프를(gamma knife)를 이용한 신경외과 환자의 치료를 시작하였다[15].

감마나이프는 반구형 헬멧을 사용하여 뇌 질환 치료에 한 정적이기 때문에 뇌를 제외한 다른 부위의 경우에는 선형가속기를 이용한 체부 정위적 방사선치료(stereotactic body radiation therapy, SBRT)가 Hamilton에 의해 척추부위에 처

음으로 시행되기 시작하였다[16,17]. SBRT는 크기가 작고 전이를 동반하지 않는 특정 장기에 국한되어 있는 종양에 대해 한번에 고선량을 조사하여 질환을 치료하는 방법으로 SRS와 치료방법이 유사하나 뇌 병변 이외에도 전신에 대한 치료를 할 수 있는 장점이 있다[17].

일반적인 방사선치료는 1회에 1.8 Gy~3 Gy의 선량을 10~30회에 걸쳐 주변의 정상 장기를 보존하면서 치료하지만 SBRT는 1회에 6 Gy~30 Gy 정도의 선량을 1~5회에 조사하여 치료효과를 증가시킬 수 있다[15,16,18]. SBRT는 1회에 조사되는 선량이 크기 때문에 환자의 자세 재현성과 타겟에 대한 정밀한 위치 잡기가 필요하기 때문에 별도의 고정용틀을 사용하거나 영상유도방사선치료가 절대적으로 필요하다 [16]. Fig. 5는 폐암환자의 SBRT 치료계획으로 여러 개의 조사야를 이용하여 고 선량을 집중적으로 조사하고 있다. 최근에는 폐암이나 간암과 같이 호흡에 따라 움직임이 큰 부위의 SBRT에는 호흡동조방사선치료를 사용하기도 한다[19].

(4) 영상유도방사선치료(image-guided radiation therapy, IGRT)

방사선치료 기술의 발전으로 정밀도를 높이기 위한 방법으로 앞에서 기술한 바와 같이 3D-CRT, IMRT 등 새로운 방법들이 등장하여 보다 높은 정밀한 치료가 가능하게 되었다. 그러나 방사선치료에 있어서 가장 중요한 부분은 정밀한 치

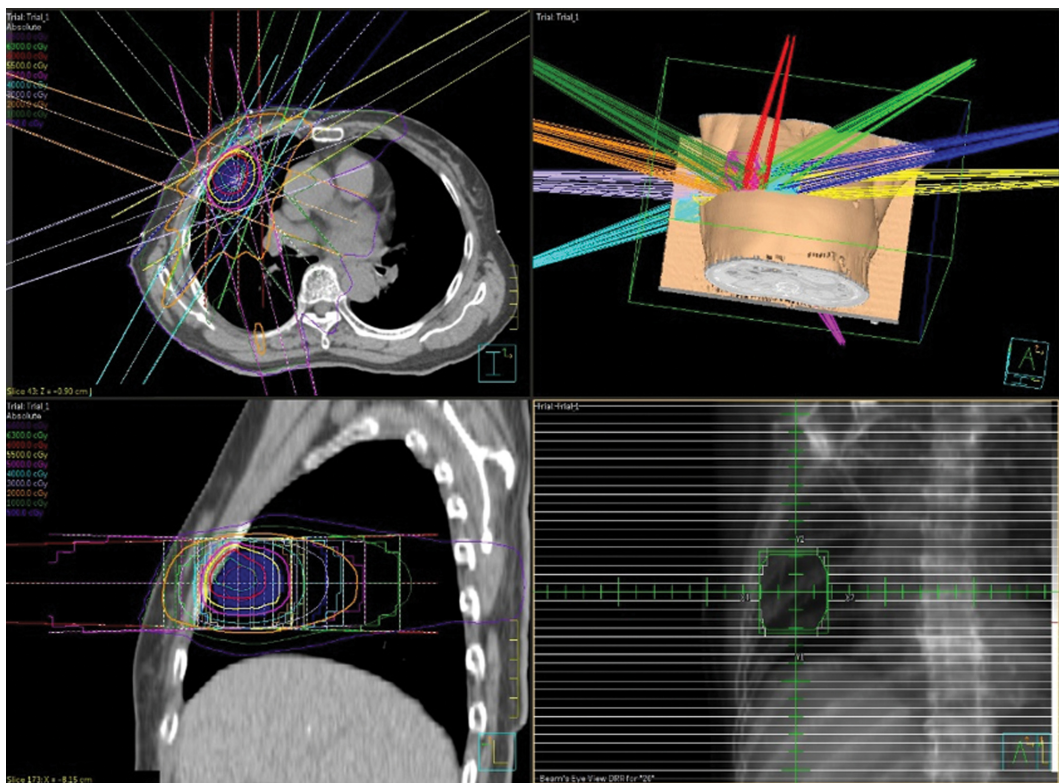


Fig. 5. (Color online) An example case of stereotactic body radiation therapy plan for a lung cancer patient.

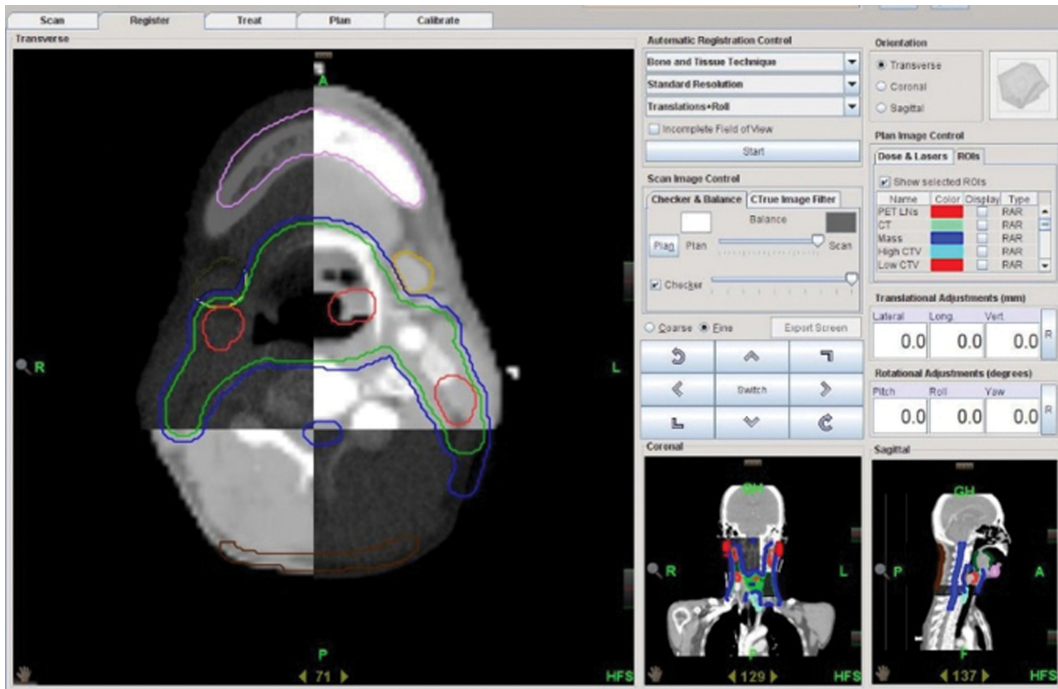


Fig. 6. (Color online) An example case of neck image-guided radiation therapy by Tomotherapy.

료보다 정확한 치료 즉 정확도가 더욱 중요한 요소이다. 처방 선량이 설정한 목표에 정확하게 조사되느냐는 방사선치료에 있어서 치료성공을 결정짓는 아주 중요한 부분이다. 방사선치료는 모의치료 시행당시의 환자 자세를 치료실에서 재현하기 위하여 환자를 고정시키기 위한 다양한 고정장치를 이용하거나 환자의 피부 표면에 특수 잉크로 표시하여 모의치료실 또는 치료실 벽면에 부착되어 있는 레이저와 일치시켜 환자의 자세를 고정시켜왔다. 그러나 고정장치를 사용하거나 환자 피부표면의 표시와 레이저의 정렬만으로 모의치료, 치료계획용 전산화단층촬영, 치료계획 수립과 매일 반복되는 치료에 환자의 자세를 동일하게 유지시키기도 어려울 뿐 아니라 내부 장기의 움직임까지 확인할 수도 없다. 따라서 이러한 오차를 줄이기 위하여 매 치료 직전 치료기기에서 환자의 영상을 획득하여 치료계획 당시의 영상과 비교를 통한 자세 재현성을 증가시켜 치료의 정확성을 높이기 위해 영상유도방사선치료가 등장하게 되었다[20,21]. Fig. 6는 토모테라피를 이용한 영상유도과정을 보여주고 있다. IGRT는 환자의 자료수집, 모의치료, 치료계획, 환자 자세설정, 치료 전후 표적위치 측정 등 다양한 단계에서 영상유도를 이용하는 방사선치료를 의미하며 분할치료 중 환자의 자세 변위에서 발생하는 문제를 식별하고 교정하는데 사용된다[3].

(5) 4차원 방사선치료(4dimensional radiation therapy 4D RT)

치료부위가 흉부나 상복부에 위치한 경우 환자의 호흡에 따

른 움직임은 방사선치료에 있어서 중요한 문제점이다. PTV를 크게 설정하여 움직임에 따른 문제점을 어느정도 해결 가능하나 치료부위를 크게 할 경우 환자에게 과도한 피폭이 조사되는 등의 부작용이 발생할 수 있기 때문에 이러한 방법은 바람직한 방법은 아니다. 호흡에 의한 움직임을 줄이기위해 복부 압박장치(Body-fix)를 사용하거나 환자의 호흡을 일시적으로 정지(breath hold technique & active breathing coordinator system, ABC system)시키는 치료 기술로 어느정도 극복이 가능하나 호흡 기능이 저하된 환자 에게는 적용이 어렵다[22-24].

4차원 방사선치료는 이러한 문제들을 해결하기 위해 최근 많은 연구를 통해 치료에 적용되고 있는 방법으로 환자는 편안한 자유호흡 상태에서 종양의 움직임을 측정하여 치료하는 방법인 호흡동조 방사선치료(respiration-gated radiotherapy, RGRT)가 있다. 4차원 방사선치료는 3D-CRT의 X, Y, Z축 좌표에 의한 위치 정보에 시간적 개념이 추가된 치료 계획 및 방법으로 이를 시행하기 위해서는 방사선 치료계획용 CT 촬영 시 환자의 복부에 적외선 카메라를 이용하거나 압박센서를 부착하여 환자의 호흡주기를 관찰하며 호흡주기별로 4D CT 영상을 획득하여 종양의 움직임을 평가한다. 측정된 종양의 움직임을 바탕으로 치료계획을 실시하여 일정 호흡주기에 서만 방사선이 조사되고 설정된 호흡주기 외에서는 조사되지 않도록 하여 치료계획 표적 용적을 줄일 수 있다. 치료계획 표적 용적을 줄이면 정상장기에 조사되는 불필요한 피폭을 감소시켜 방사선치료 부작용을 줄이고 치료효과를 증가시킬 수

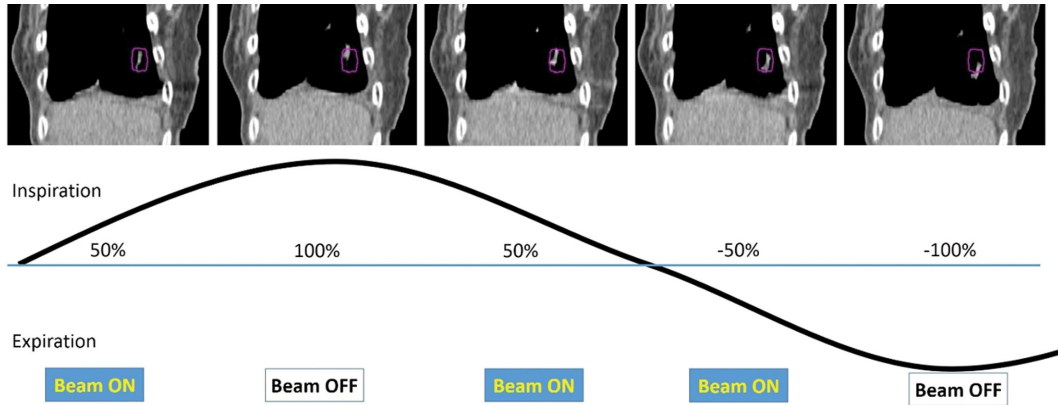


Fig. 7. (Color online) 4DCT planning images at respiration-gated radiotherapy.

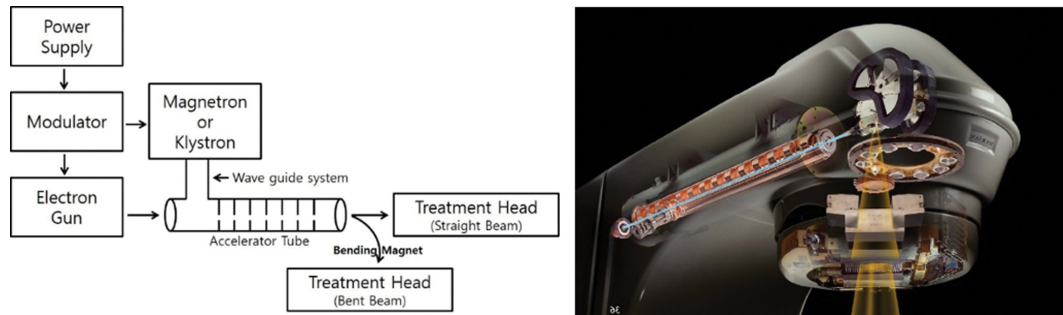


Fig. 8. (Color online) A block diagram of medical linear accelerator (left) and cut away diagram of the linear accelerator (right, image form Varian medical system).

있다[4,19,25,26]. Fig. 7은 폐암 환자의 호흡 동조 방사선치료의 예로 4D CT를 통해 환자의 호흡주기에 따른 종양의 움직임을 바탕으로 심 흡기를 +100%로 설정하고 심 호기를 -100%로 설정, +50%~50% 사이 구간에서만 방사선이 조사 되도록 치료계획을 설정하여 치료를 실시하고 있는 모습을 보여주고 있다.

### III. 방사선치료기기

#### 1. 선형가속기(linear accelerator, Linac)

방사선치료는 조사 형태에 따라 크게 외부방사선치료(external radiation therapy)와 내부방사선치료(internal radiation therapy)로 구분한다. 현재 방사선치료에 사용되는 의료용 방사선발생장치는 몇몇 특수한 경우를 제외하고는 대부분 외부 방사선치료기기로 선형가속기를 사용하고 있으며 고주파 전자기파를 이용하여 선형관을 통해 전자와 같은 대전자를 고 에너지로 가속하는 장치이다. 선형가속기는 1928년 Wideröe 이 중이온을 가속하여 개발하였다. 전자기속기의 개발은 1940년 후반부터 50년 초반 Fry, Ginzton, Chodorow에 의해 개발되었다[27].

선형가속기는 다양한 형태가 있지만 의료용 선형가속기는 ~3,000 MHz 영역의 마이크로파(microwave)의 진행파나 정상파인 전자기파로 전자를 가속한다. (진행파와 정상파는 설계에 의한 차이이다). Fig. 8은 선형가속기를 간단하게 도식한 것이다. 전원장치에서 변조기에 직류(DC) 전력을 공급하고 변조기에 의한 고전압 펄스는 수  $\mu$  sec 동안 일정한 직류 펄스로 고주파 발전관인 자전관(magnetron)이나 속도 변조관(klystron)으로 전달되며 여기서 생성된 마이크로파 펄스는 도파관을 통하여 가속관내에 진행시켜 고주파의 위상속도와 전자총에서 발생된 전자의 속도를 일치시켜 가속관의 전계형성 방향으로 전자를 가속시킨다. 가속관에서 가속된 전자는 가속기 구조와 표적 사이에서 90도 또는 270도로 편향전 자석에 의해 휘어진 후 방출되는 고에너지 전자선 또는 이 전자선을 텅스텐 타겟과 충돌시켜 방출되는 고에너지 엑스선 방사선치료에 사용한다[28,29].

#### 2. 토모테라피(Tomotherapy)

토모테라피(Tomotherapy, Accuray, Inc., CA)는 선형가속기와 전산화단층촬영이 가능한 영상획득장치가 하나의 장비로 융합 되어있는 신개념 장비로 6 MV(megavoltage) 엑스선을



Fig. 9. (Color online) Photograph of Tomotherapy Hi-art system and schematic diagram of the Tomotherapy unit.

발생시키는 소형 선형가속기가 전산화단층촬영장치와 유사한 형태로 구성되어 있다(Fig. 9). 나선형으로 회전하면서 3.5 MV의 엑스선으로 Fig. 12의 b와 같은 MVCT(megavoltage CT) 영상을 획득하여 IGRT와 IMRT가 동시에 가능한 장비이다[21,30].

### 3. 사이버나이프(Cyber knife)

사이버나이프(Cyberknife, Accuray, Inc., CA)는 Fig. 10과

같이 로봇 팔에 소형 선형가속기를 장착하여 고 선량의 방사선을 집중적으로 조사하여 마치 방사선으로 수술하는 것과 같이 시행하는 정위적 방사선치료(steretactic radiation surgery, SRS)가 가능하며, 최근에는 MLC를 장착한 Robotic IMRT가 가능하도록 발전하였다. 비 평면 조사와 비회전중심 조사를 시행 함으로 다양한 방향에서 방사선을 조사할 수 있으며 약 1200여개의 방향으로 방사선을 조사할 수 있고 천정에 부착된 2개의 엑스선 튜브와 환자의 양측면에 설치된 2개의 영상 검출기를 이용하여 IGRT를 실시할 수 있다[31].

### 4. 감마나이프(Gamma knife)

감마나이프는 반구형으로 배열된 4~18 mm 지름 201개의 텅스텐(tungsten) 시준기(collimator)를 통해 조사되는 <sup>60</sup>Co 감마선이 서로 교차하는 중심점에 병소를 정확하게 위치시켜 조사하여 수술하는 것과 같이 정밀하게 치료할 수 있는 장비이다[32].

최신 장비인 Elekta oncology system의 Perfexion(Fig. 11)은 자동위치시스템이 환자의 위치를 자동으로 조절하여 타겟을 조사하여 좀 더 간편한 시술이 가능하도록 발전되었다. 시준기 헬멧을 사용하지 않고 8개 구역으로 각 구역별로 24개의 시준기로 구성되어 총 192개의 선원을 사용한다. 또한 각 시준기는 4, 8, 16 mm를 선택적으로 사용이 가능하다[32].

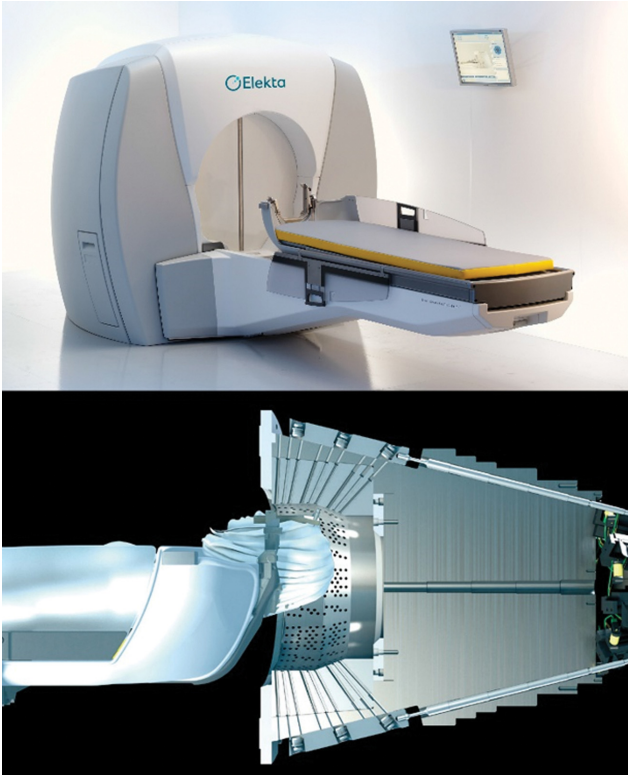
### 5. 자기공명영상을 이용한 영상유도방사선치료(magnetic resonance image guided radiation therapy, MR-IGRT)

기존 IGRT는 영상획득에 사용되는 에너지 범위에 따라



Fig. 10. (Color online) The Cyberknife radiosurgery system (Image from <https://www accuray.com/cyberknife/>).





**Fig. 11.** (Color online) The Leksell Gamma knife Perfexion and a cross-sectional view of the collimator system (Image from <https://www.elekta.com/dam/jcr:65305227-7c08-4357-9640-e0abe405fcde/Leksell-Gamma-Knif>).

MVCT, kVCT(kilovoltage CT) 영상으로 구분된다. MVCT는 선형가속기에서 발생된 엑스선을 사용하며 kVCT는 선형가속기에 부가적인 kV 엑스선장치를 추가하여 영상을 획득한다. 그러나 이러한 IGRT 영상은 모두 엑스레이를 이용한 영상을 사용하기 때문에 해상력을 증가시키는데 한계가 있으며, 연부조직 분해능이 현저하게 저하되는 점과 영상 획득 과정에서 환자에게 부가적인 방사선피폭을 발생시키는 단점이

있다[21].

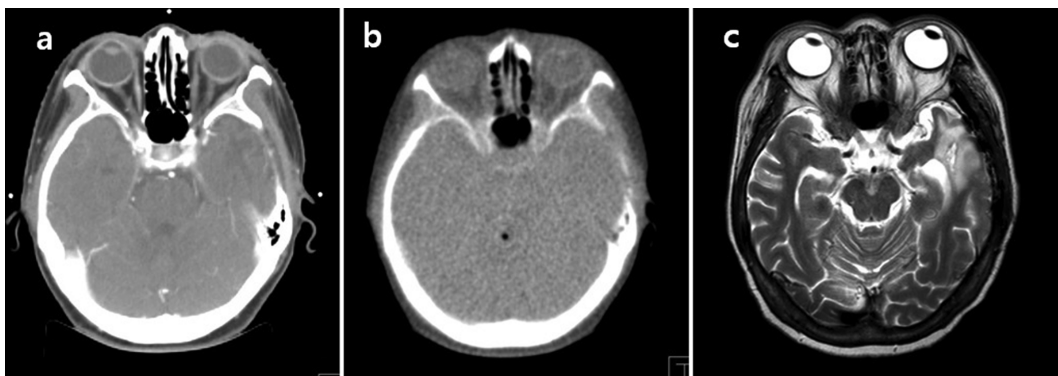
Fig. 12의 a는 치료계획용 kvCT, b는 토모테라피에서 생성된 MVCT 그리고 c는 진단용 자기공명영상으로 각 영상의 특징을 잘 보여주고 있다.

그러나 자기공명영상은 CT 영상에 비해 해상력, 특히 연부조직의 해상력이 매우 뛰어나고 영상획득 과정에서 방사선을 사용하지 않아 환자에게 부가적인 방사선 피폭을 발생시키지 않기 때문에 MRI 영상을 융합한 MR-IGRT의 개발이 요구되었다 그동안 선형가속기와 MR 장비와의 결합은 자기장의 차폐의 기술적인 문제와 장비의 거대화로 기술개발의 어려움이 있었다. 상용화 된 최초의 MR-IGRT 장비는 ViewRay system (ViewRay, Inc., Gainesville, FL)으로 0.35 T의 초전도 자장을 사용한 MRI와 3개의 <sup>60</sup>Co 선원을 이용한 방사선치료장비로 새로운 IGRT 장비이다. <sup>60</sup>Co 선원을 사용하기 때문에 선형가속기에 비해 장치가 비교적 단순한 장점이 있다. MR 영상을 사용하기 때문에 연부조직의 높은 분해능을 보이고 실시간으로 표적과 인접장기의 움직임에 대한 직접적인 추적인 가능한 이점이 있으나 <sup>60</sup>Co 선원을 사용하기 때문에 반감기에 따른 선원의 교체와 선형가속기에 비해 현저하게 낮은 출력에너지 등은 치명적인 단점이다. Fig. 13은 MR-IGRT에 사용되는 새로운 MRIDIAN(ViewRay, Inc., Gainesville, FL)으로 소형 선형가속기와 MR장비가 결합된 형태의 새로운 장비이다[33].

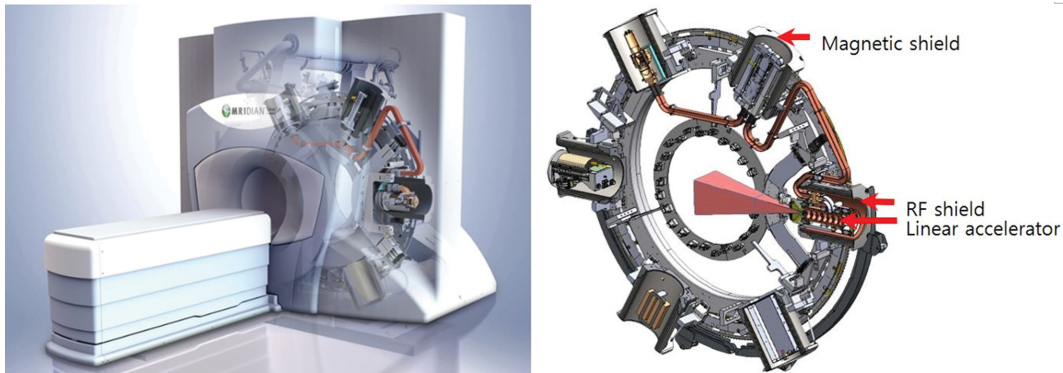
#### IV. 입자치료

##### 1. 양성자치료

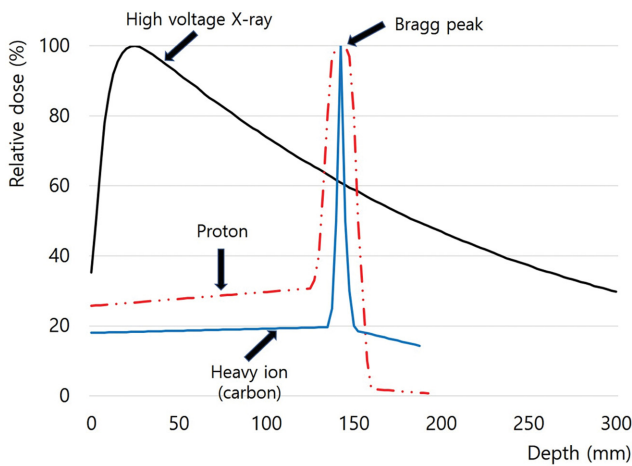
양성자는 질량  $1.67 \times 10^{-27}$  kg의 질량을 가진 수소의 원자핵으로 양성자치료는 1946년 로버트 윌슨 박사(미국, 핵물리학자)에 의해 처음으로 제안되었다[34]. 이후 연구가 활발히 진행되어 1980년 중반 미국의 로마린다 대학병원에서 건립이



**Fig. 12.** The image of 'a' is computed tomography for treatment planning, 'b' is megavoltage CT (MVCT) of Tomotherapy and 'c' is a magnetic resonance image for diagnostic.



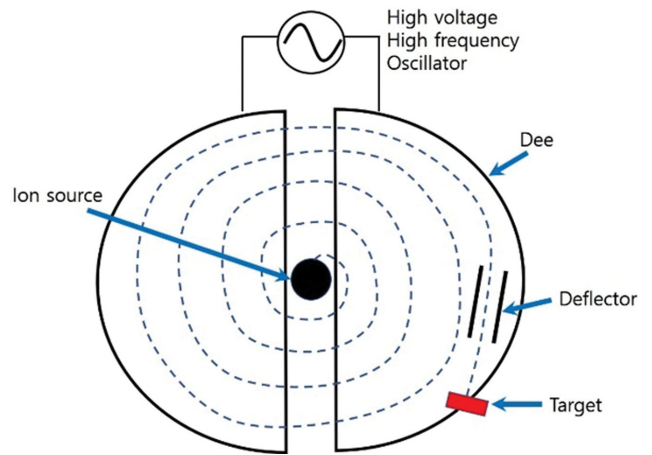
**Fig. 13.** (Color online) A schematic of magnetic resonance imaging-guided real-time volumetric tracking system (MR-IGRT, MRIDIAN, ViewRay, Inc., Gainesville, FL, Image from <https://viewray.com>).



**Fig. 14.** (Color online) The percent depth dose (PDD) profiles of photons, protons, and carbon ions.

결정되면서 전 세계적으로 급속히 확산되었다. Fig. 14는 고 에너지 X-선, 양성자 그리고 중입자인 탄소입자의 깊이에 따른 심부 선량을 표현한 것으로 기존의 X-선을 이용한 방사선은 표면에서부터 점점 증가하다가 특정 깊이에서 다시 서서히 감소하기 때문에 암세포는 물론 방사선에 조사되는 정상 조직들도 방사선에 의한 후유증이 많이 발생한다. 그러나 양성자는 매질에 입사되면 특정 깊이까지 운동에너지를 거의 잃지 않아 낮은 선량으로 진행하다가 비정이 끝나기 직전 선량이 급격히 증가하다가 감소하는 브래그피크(Bragg peak) 현상을 보인다[34]. 이 브래그피크에 종양이 위치하도록 양성자의 에너지를 조절하여 조사하면 정상조직 조사되는 선량을 줄여 방사선에 의한 후유증을 크게 감소시킬 수 있다.

양성자는 선형가속기, 사이클로트론 그리고 싱크로트론을 이용하여 고에너지로 가속할 수 있지만 임상적으로 필요한 고 에너지로 가속시키기 위해서는 선형가속기는 부적합하고 주로 사이클로트론과 싱크로트론이 양성자치료를 위한 주된 가



**Fig. 15.** (Color online) The schematic diagram illustrating the principle of proton acceleration in a cyclotron.

속기다[35,36].

사이클로트론은 Fig. 15와 같이 강한 전자석과 두개로 나누어진 디(dee)로 이루어져 있다. 2개의 dee는 마주보게 설치하고 이온 방출 장치로부터 이온을 방출시키면 두 디 사이에 걸린 전압에 의하여 이온이 가속된다. 이온은 강한 자기장 속에서 원운동을 하여 반 바퀴를 회전해서 나오면 전극이 바뀌어 다시 가속되면서 가속된다. 방사선치료에 이용되는 사이클로트론은 약 250 MeV의 최대 에너지를 생산할 수 있고 이는 물속에서 약 38 cm의 비정을 갖는다[3,36,37].

싱크로트론은 Fig. 16과 같이 선형가속기에서 나온 3~7 MeV의 양성자선이 주입되어 빔의 원형 경로를 따라 배치된 휨자석(bending magnet)에 의해 좁은 진공관 속에서 회전한다. 회전하는 양성자는 회전수와 같은 주파수를 갖는 고주파 공동에서 반복적으로 가속되며, 자기장의 세기와 RF 주파수는 빔 에너지의 증가와 동시에 증가되며 빔의 에너지가 원하는 값에 이르면 빔이 추출된다[3,35].

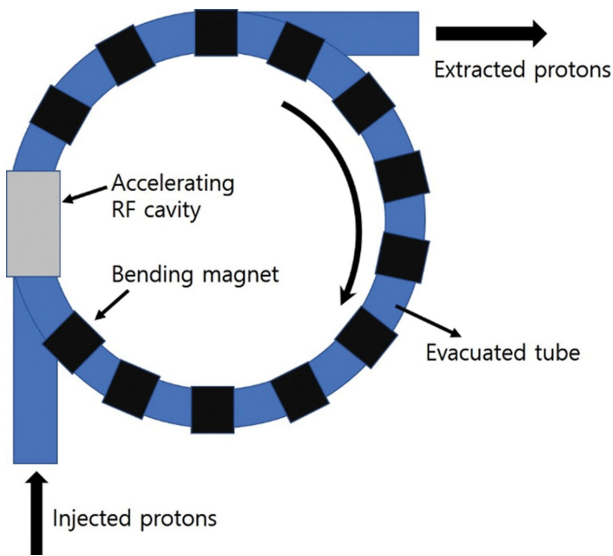


Fig. 16. (Color online) The schematic diagram illustrating the principle of proton acceleration in a synchrotron.

2. 중입자치료

중입자치료에 사용하는 탄소이온은 Fig. 14와 같이 양성자에 비해 브래그피크의 끝이 더 가파르기 때문에 종양의 위치와 비정이 정확히 일치하면 우수한 치료 결과를 얻을 수 있으나 작은 오차에도 종양에 원하는 선량이 조사되지 않거나 정상조직에 높은 선량이 조사되는 등의 부작용이 발생할 수 있다. 그리고 탄소이온에 의한 원자의 분열로 발생하는 분열 꼬리(fragmentation tail)가 브래그피크 끝에 발생하여 종양을 지난 뒤에 정상조직에 불필요한 피폭을 유발할 수 있다[38]. 그러나 중입자선을 이용한 치료는 이러한 특징을 잘 이용하면 치료 효과를 극대화할 수 있기 때문에 최근 많은 기관에서 활발한 연구가 진행되고 있으며 장비의 도입에 관심을 기울이고 있고 설치를 서두르고 있다.

V. 결 론

지금까지 방사선치료의 개념과 다양한 방사선치료기기 그리고 방사선치료방법에 대하여 알아보았다. 지난 10년 동안 방사선치료 분야는 빠른 속도로 발전을 거듭해 왔다. 최근 방사선치료기기는 보다 빠르고 보다 정확하게 치료하기 위하여 다양한 방법들이 도입되고 있는데 그 중 하나는 방사선치료기기와 다른 장비와의 융합을 통한 새로운 장비들의 등장이다. 영상획득장비와 방사선치료기기와의 융합을 통한 영상유도방사선치료는 치료의 정확도를 향상시켜 방사선치료에 많은 도움을 주고 있다. 특히 최근에는 자기공명영상을 이용한 방사선 치료기기가 등장하면서 종양의 위치 추적이나 주변 장기와의 구분을 더욱 정확하게 구분할 수 있게 도움을 주는

등 많은 변화가 있었다. 이러한 변화 속도에 맞춰 국내에서도 새로운 기술이 개발되기를 기대해 보며, 본지를 통하여 방사선치료에 대한 이해와 관심에 도움이 되었으면 한다.

References

[1] Korea Central Cancer Registry, National Cancer Center. Annual report of cancer statistics in Korea in 2016, Ministry of Health and Welfare (2018).  
 [2] WHO handbook for reporting results of cancer treatment, World Health Organization (1979).  
 [3] F. M. Khan, The physics of radiation therapy 4th, Lippincott Williams & Wilkins (2010).  
 [4] J. H. Kim, Korean J. Med. **51**, 7 (2008).  
 [5] Reporting Photon Beam ICRU report 50, ICRU (1993).  
 [6] L. M. Timmermans, R. W. M. V. Maazen, J. W. H. Leer, and F. W. Kraaijaat, Psycho-oncology **15**, 8 (2006).  
 [7] J. U. Jang, M. S. Han, M. J. Kim, and H. S. Kang, J. Korean Magn. Soc. **26**, 5 (2016).  
 [8] D. C. Weber and R. Mirabell, Radiother. Oncol. **59**, 1 (2001).  
 [9] M. Alber, ESTRO Booklet. **7** (2008).  
 [10] A. S. Garden, W. H. Morrison, D. I. Rosenthal, K. S. C. Chao, and K. K. Ang, Sem. Radiat. Oncol. **14**, 2 (2004).  
 [11] L. Fenkell, I. Kaminsky, S. Breen, S. Huang, M. V. Prooijen, and J. Ringsh. Radiother. Oncol. **89**, 3 (2008).  
 [12] B. S. Teh, S. Y. Woo, and E. B. Butler, The Oncologist. **4**, 433 (1999).  
 [13] D. K. Kim, C. W. Choi, S. H. Choi, H. S. Won, and C. S. Park, J. Korean Magn. Soc. **25**, 6 (2015).  
 [14] L. Leksell, Acta. Chir. Scand. **102** (1951).  
 [15] L. Leksell, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. Res. **46**, 9 (1983).  
 [16] D. Y. Song, B. D. Kavanagh, S. H. Benedict, and T. Scheffer, Lung Cancer. **18**, 11 (2004).  
 [17] A. J. Hamilton, B. A. Lulu, H. Fosmire, B. Stea and J. R. Casady, Neurosurgery **36**, 2 (1995).  
 [18] S. H. Benedict, K. M. Yenice, D. Followill, J. M. Galvin. W. Hinson, B. Kavanagh, P. Keall, M. Lovelock, S. Meeks, L. Papiez, T. Purdie, P. Sadagopan, M. C. Schell, B. Salter, D. J. Schesinger, A. S. Shiu, T. Solberg, D. Y. Song, V. Stieber, R. Timmerman, W. A. Tomé, D. Verellen, L. Wang, and F. F. Yin, Med. Phys. **37**, 8 (2010).  
 [19] T. G. Purdie, D. J. Moseley, J. P. Bissonnette, M. B. Sharpe, K. Franks, A. Bezjak, and D. A. Jaffray, Acta. Oncologica. **45**, 7 (2006).  
 [20] G. J. Meijer, C. Rasch, P. Remeijer, and J. V. Lebesque, J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **55**, 5 (2003).  
 [21] J. U. Jnag, H. S. Lim, M. S. Han, Y. J. Kim, and M. C. Jeon, J. Digital Convergence. **11**, 10 (2013).  
 [22] Y. J. Kim, Y. I. Jang, Y. S. Ji and J. B. Han, The Korea Contents Association. **13**, 10 (2013).  
 [23] D. Latty, K. E. Stuart, W. Wang, and V. Ahern, J. Med. Radiat. Sci. **62**, 1 (2015).

- [24] F. R. Bartlett, R. M. Colgan, K. Carr, E. M. Donovan, H. A. McNair, I. Locke, P. M. Evans, J. S. Haviland, J. R. Yarnold and A. M. Kirby, *Radiother. Oncol.* **108**, 2 (2013).
- [25] R. Wagman, E. Yorke, E. Ford, P. Giraud, G. Mageras, B. Minsky, and K. Rosenzweig, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **55**, 3 (2003).
- [26] R. Hara, J. Itami, T. Kondo, T. Aruga, Y. Abe, M. Ito, M. Fuse, D. Shinohara, T. Nagaoka, and T. Kobiki, *Radiother. Oncol.* **63**, 2 (2002).
- [27] G. C. Bentel, *Radiation therapy planning*, second edition, McGraw-Hill (1996).
- [28] C. J. Karzmark, E. Tanabe, and C. S. Nunam, *Medical Electron Accelerators*, McGraw-Hill (1993).
- [29] J. H. Kim, M. S. Han, S. J. Yoo, K. J. Kim, and J. H. Cho, *J. Magn.* **20**, 2 (2015).
- [30] T. R. Mackie, T. Holmes, S. Swedloff, P. Reckwerdt, J. O. Deasy, J. Yang, B. Paliwal, and T. Kinsella, *Med. Phys.* **20**, 6 (1993).
- [31] A. M. Quinn, *Clin. J. Oncol. Nurs.* **6**, 3 (2002).
- [32] C. Lindquist and L. Paddick, *Operative Neurosurgery* **61**, 3 (2007).
- [33] S. Mutic and J. F. Dempsey, *Semin. Radiat. Oncol.* **24**, 3 (2014).
- [34] R. R. Wilson, *Radiology* **47**, 5 (1946).
- [35] R. W. Schoenlein, S. Chattopadhyay, H. H. W. Chong, T. E. Glover, P. A. Heimann, C. V. Shank, A. A. Zholente, M. S. Zolotarev, and M. S. Zolotarev, *Science* **287**, 5461 (2000).
- [36] J. Kim and H. Blosser, *AIP Conf Proc* (2001).
- [37] M. Schillo, A. Geisler, A. Hobl, H. U. Klein, D. Krischel, M. Meyer-Reumers, C. Piel, H. Blosser, J. W. Kim, F. Marti, J. Vincent, S. Brandenburg, and J. P. M. Beijers, *AIP Conf Proc* (2001).
- [38] T. Ohno, *EPMA J.* **4**, 1 (2013).