

의료기술 IT 기술 기반에서 치료 의료기기의 기술 - 감마나이프 등 -

I. 서론

의료기술의 발전으로 DNA가 해독되고 유전자 요법을 통한 암 치료가 진행되는 과정에서 암을 정복하기 위해 치료가 필요한 가운데 국내 암유병자수가 100만명에 육박한 것으로 추정되어 우리나라 국민들이 평균수명(81세)까지 생존할 경우 암에 걸릴 확률은 36.4%에 이르는 것으로 분석 되었습니다. 이것은 10명 중 6명 이상은 최초 암 진단 이후 5년 이상 생존하는 것으로 나타났다. 암은 인류 역사상 무서운 질환으로 국민 의료비 중 경제적으로 많은 비용을 부담하는 실정입니다. 더구나 세계적으로 평균 인구증가로 세계 총 인구는 70억 5210만 명으로 지난해보다 7810만 명정도 늘었고, 우리나라는 4860만명이며(기획재정부, 성균관대, 하이브리드결체연구소 ‘2040년 한국의 삶의 질’ 보고서), 2040년 한국인의 평균수명은 89.38세로 2008년(80.1세)보다 9세가량 늘어날 것으로 분석되었다. 2010년 기준으로 우리나라 평균 수명은 80.8세였으며, 실제 건강 수명은 평균 71세임으로 건강하지 않게 살고 있다 것입니다.(삼성경제연구소, 2010년)

방사선 치료는 암조직과 정상조직과의 인체 내에서 물리 화학 생물학적 작용이 일어나 화학 물질의 조성에 변화가 생겨 세포는 기능장애, 증식장애, 증식저지, 사멸 등이 일어나며 나아가 조직이 파괴되고 치료에 이용되는 방사선은 광자를 통한 방사선 인자로 X선, 자외선, 전자파, 가시광선, 전자기선, 양성자선, 중성자선, 중하전입자 등으로 구성되어 치료하는 기본 원리이다. 또한 암조직과 정상조직과의 방사선 효과 비를 최대한으로 함으로써 암을 사멸시켜 환자의 생명을 연장하고 삶의 질을 높이는 것이 그 목적입니다.

본 연구에서는 이러한 목적을 달성하기 위하여 방사선에 따른 체



김 정 래
울지대학교

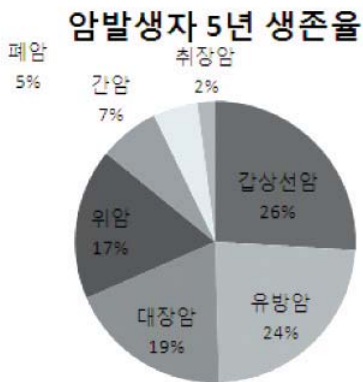
내에서의 최적의 방사선치료 방법에 따른 치료 목적으로 활용하고 있는 치료 장비 중에 동위원소를 사용하여 치료가 가능한 장비에 대해 소개하고자 한다.

II. 관련 연구

1. 국내 암 환자 분포

국내 암유병자수가 100만 명에 육박한 것으로 추정되는 가운데 우리나라 국민들이 평균수명(81세)까지 생존할 경우 암에 걸릴 확률은 36.4%에 이르는 것으로 분석하며, 이것은 10명 중 6명 이상은 최초 암 진단 이후 5년 이상 생존하는 것으로 나타났다. 보건복지부와 중앙암등록본부는 국가암 등록통계사업을 통해 우리나라 국민의 2010년 암 발생률, 암생존율, 암유병률 통계를 우리나라 국민들이 평균수명까지 생존할 경우 암에 걸릴 확률은 36.4%였으며, 남성(77세)은 5명 중 2명(37.6%), 여성(84세)은 3명 중 1명(33.3%) 꼴로 암에 걸릴 것으로 추정하였다. 진단받은 환자가 2010년에 20만2053명(남 10만3014명, 여 9만9039명)으로 10년 전에 98.5% 증가한 것으로 발표하였다.

〈그림 1〉과 같이 남녀를 합해 2010년 암은 갑상선



[2010년 보건복지부와 중앙암 등록본부 통계]

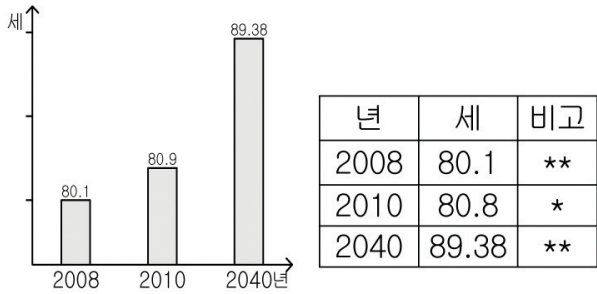
〈그림 1〉 암발생자 5년 생존율

암(3만6021명)이었고, 위암(3만92명), 대장암(2만5782명), 폐암(2만711명), 간암(1만5921명), 유방암(1만4277명), 전립선암(7848명) 순으로 많이 발생하였다. 성별로 보면 남자는 위암, 대장암, 폐암, 간암, 전립선암 순이고, 여자는 갑상선암, 유방암, 대장암, 위암, 폐암 순으로 발생하였다. 전국 단위 암발생 통계를 산출하기 시작한 1999년에서 2010년까지 연평균 3.5%의 암발생 증가율을 보였으며, 여자(5.6%)의 증가율이 남자(1.6%)보다 더 높았다.

국내 암유병자수가 100만 명에 육박한 것으로 추정되는 가운데 우리나라 국민들이 평균수명(81세)까지 생존할 경우 암에 걸릴 확률은 36.4%에 이르는 것으로 분석

남성의 연평균 증가율 순위는 갑상선암(25.5%), 전립선암(12.6%), 대장암(6.3%), 신장암(6.0%), 췌장암(0.5%)순이다. 여성의 연평균 증가율 순위는 갑상선암(24.5%), 유방암(6.0%), 대장암(4.7%), 췌장암(2.3%), 난소암(1.6%), 폐암(1.5%)순이었다. 반면 남성은 간암(-2.1%), 폐암(-0.8%), 위암(-0.5%)이, 여자는 자궁경부암(-4.1%)과 간암(-1.6%)이 지속적으로 감소하는 것으로 나타났다. 2006~2010년 발생한 암환자의 5년 상대생존율(생존율)은 64.1%로 최초 암 진단 이후 10명 중 6명 이상이 5년 이상 생존하고 있는 것으로 나타났다. 2001~2005년 5년 생존율 53.7%로, 남녀전체에서 갑상선암(99.8%), 유방암(91.0%), 대장암(72.6%), 위암(67.0%)이 높은 5년 생존율을 보였고, 간암(26.7%), 폐암(19.7%), 췌장암(8.0%)은 상대적으로 낮은 5년 생존율을 보였다. 성별 5년 생존율은 남자 55.4%, 여자 73.3%로 남자에 비해 여자의 생존율이 더 높았다. 이는 여성 호발 암인 갑상선암(99.7%), 유방암(91.0%), 자궁경부암(80.2%)의 높은 생존율에 기인한 것으로 추정된다. 이밖에 2001~2005년 발생한 암환자의 10년 생존율은 49.4%로 지속적으로 증가하는 것으로 나타났다.

세계 총 인구는 〈그림 2〉에서와 같이 70억 5210만 명으로 지난해보다 7810만명 정도 늘었고 우리나라는 4860만 명이고, 2040년 한국인의 평균수명은



참고자료 : 삼성경제연구소*, 성균관대 하이브리드컬처연구소**

〈그림 2〉 한국인의 평균 수명

89.38세로 2008년(80.1세)보다 9세가량 늘어날 것으로 분석되었고, 삼성경제연구소에 따르면 2010년 기준 우리나라 평균 수명은 80.8세이다.

2. 방사선 치료 장치

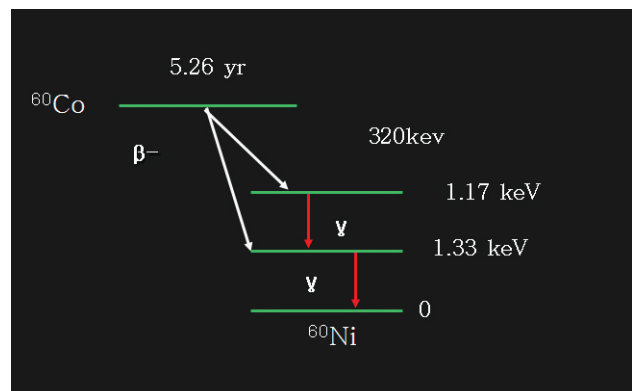
방사선 치료는 저에너지 전자선 및 고 에너지 X선 치료로 분류된다. 저에너지는 표면치료로 사용되며, 방사선 동위원소를 이용한 조사 치료를 통하여 치료하였으며, 하전입자들(전자, 양자)을 일정한 속도로 가속하거나 가속하여 표적에 충돌시킴으로 발생하는 양자, 중성자, α입자 등을 가속하는 입자가속기를 사용하였다. 이후 정위적 방사선(Stereotatic Radiosurgery System: SRS)으로 1회 조사로 치료를 통해 여러 개의 선속을 통해 분할 조사하는 방법들을 사용하게 되었다. 이 기술은 영상을 통하여 정확한 종양의 위치를 확인하여 표적용적에 대한 선량을 집중시키고 정상조직인 뇌에는 가능한 선량분포가 이루어지지 않도록 선량을 조절하여 종양에 맞는 원형모양의 선속을 집중조사하고 적당한 원호각과 무게, 등 중심, 미세한 다엽 collimator를 이용한 원호 운동으로 치료함으로써 종양의 위치 및 치료에 정교하게 수행한다. 이 치료는 뇌혈관 기형, 수막종, 청신경초종, 뇌하수체 종양 등으로 비수술적 수술요법으로 간주한다.

방사선 치료는 저에너지 장치에서 전자선 및 고 에너지 X선 치료로 분류된다. 저에너지는 표면치료로 사용

3. 감마나이프(Gamma knife)치료 장치

감마 나이프는 감마선속을 이용하여 뇌에 생긴 종양 부위에 연속적으로 감마선을 조사하는 것으로 ⁶⁰Co 선 201개를 중앙몸체인 반구형 차폐로 되어 있는 선속에 두고 선속과 초점간 거리를 40.3m 에서 하나의 초점에 집중되어 제한하게 하며, 선속 중심으로부터 수평면까지 55° 정도의 각도로 이루어져 있다. 원자로는 열중성자로서 ⁶⁰Co에 중성자선으로 조사 시 핵반응을 일으키고 열중성자는 핵에 포획 될 때까지 주위를 계속 충돌하게 된다. 충돌된 열중성자는 핵과 많은 충돌 후 중성자는 원자와 거의 같은 운동에너지를 가지게 되는데 이는 속도가 느려진 중성자를 열중성자의 형태로 가는 과정이다. 열중성자의 형태는 열중성자에 의해 핵분열 연쇄 반응을 일으키는 원자형태로 구성되게 된다.

〈그림 3〉은 감마중성자가 양자로 바뀌는 과정에서 원자번호는 한개 증가 하게 되는 데 이를 딸핵인 니켈이 형성된다. 이때 감마선이 방출되면서 거의 대부분의 잃어버리게 되며, 아직 여기 된 상태에 있는 원자가 두 번의 감마선을 방출하면서 안정되고 이때 감마선을 방출하게 되며 이를 이용하여 감마나이프에 사용하게 된다.



〈그림 3〉 ⁶⁰Co 감마선 발생 단계



〈방사선 동위원소의 특성〉

특성/종류	Tm-170	Ir-192	Cs-137	Co-60
반감기	127일	74.4일	30.1년	5.27년
에너지	0.084MeV 0.052MeV	0.31, 0.47 0.60-MeV	0.66MeV	1.33MeV 1.17MeV
R.H.M.	0.003	0.55	0.34	1.35
비방사능 (Ci/g)	6,300	10,000	25	1,200
투과력 (Fe)	13mm	74mm	90mm	125mm

〈그림 4〉 방사선 동위원소의 반감기 특성단계

〈그림 4〉은 방사선 동위원소의 특성으로 반감기가 길어야 하며, 비 방사능 강도가 크며, 선원의 크기를 작게 하여도 높은 방사능 출력을 나타내며, 대상에 따라 투과깊이가 깊은 것을 사용한다.

3.1. ⁶⁰Co 사용하는 이유

감마 나이프 방사선 투과검사에서 방사선원으로 사용되는 동위원소는 반감기가 길고, 선원의 크기에 비해 방사능의 강도가 큰 것이 바람직하며, 발생에너지 및 붕괴 방식 등을 고려하여 선택하게 되는데 방사선 투과 검사에 주로 사용되는 방사성 동위원소의 특성은 〈표 1〉와 같다. 실제 방사선 투과검사에 가장 널리 사용되는 방사성동위원소는 Ir¹⁹²와 Co⁶⁰ 이다. 또한 비방사능 (Specific activity)이란 동위원소의 단위질량당 방사능의 세기를 의미하는데 비방사능이 크다는 것은 선원의 크기를 작게 하고도 높은 방사능을 방출하는 것을 의미하게 된다.

〈표 1〉 방사선 동위원소 특성

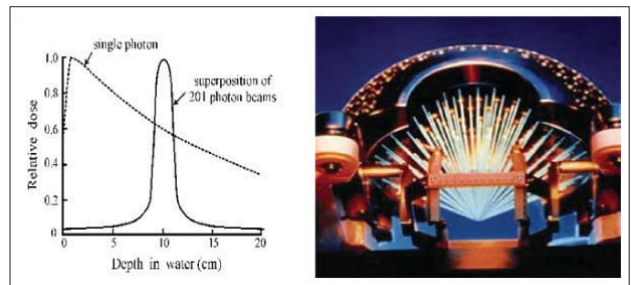
장 점	다른 장비 비교	단 점
1. 에너지가 단일 2. 금속상태를 유지 3. 비방사능이 크다 4. 선량분포가 균등 5. 장치가 간단 6. 값싸게 제조	1. 고전압이 필요 없음 2. 충분한 투과 깊이를 얻을 수 있음	1. 비조사시 방사선 누설 2. 반감기가 짧음 3. 피부 보호 효과 적음

3.2. 감마나이프 치료의 원리

감마 나이프는 돋보기가 빛을 모으는 원리와 같으며 마치 201개의 감마선을 한점에 집중 뇌에 있는 암이



〈그림 5〉 감마선을 한점에 집중



〈그림 6〉 감마선의 201개 반구와 선속 수

단 점

- Limited to intracranial targets
- Bolted head frame is necessary
- Fractionated treatments are not possible
- Large target(s) with complicated shapes require treatment plans with multiple isocenters increasing complexity and treatment time
- Co-60 sources decay, increasing treatment times, and need to be replaced
- Radioactive source replacement is a major undertaking and expense
- No interface to record and verify software systems

나 종양을 제거하는 것이다. 〈그림 5〉

단순히 감마선을 머리에 입사하면 초기 에너지 손실-병소에 집중하는 반면에 다른 주변의 조직이나 병소경로에 방사선 에너지 최소 Co⁶⁰ 감마선의 최대 에너지 손실 점을 계산하여 이것을 중첩하여 병소를 파괴하며, 〈그림 6〉과 같이 Co⁶⁰ 을 201 개로 반구로 설치한다.

3.3. ⁶⁰Co 선원 로딩

감마 감마나이프 외형케이스 설치 및 선 연결 헬멧의

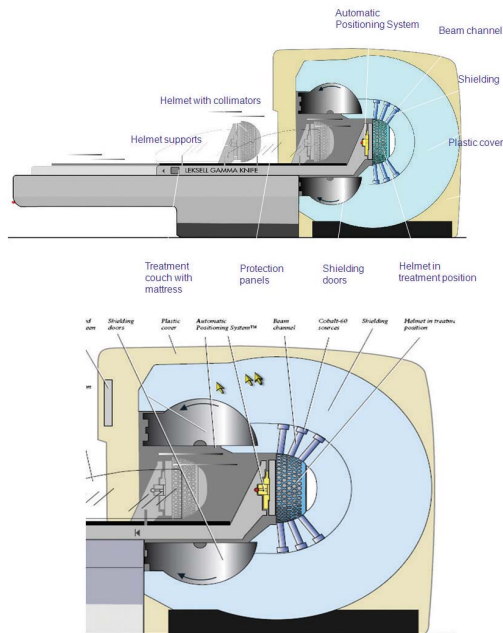


〈그림 7〉 선원 로딩 단계

종류는 3가지 정도가 있으며 색깔별 로구성되어 있으며 입과 눈을 보호하기 위해 보호 캡슐 를 사용한다. 〈그림 7〉는 ⁶⁰Co 선원 로딩 단계이다.

3.4. 감마 나이프 구조

감마 나이프의 구조는 〈그림 8〉 과 같다. 헤드에는

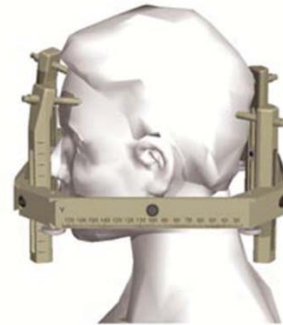


〈그림 8〉 감마 나이프 구조 및 원통형 구조

구조적으로 원통형으로 머리가 들어가도록 되어 있다.

3.5. Stereotactic System

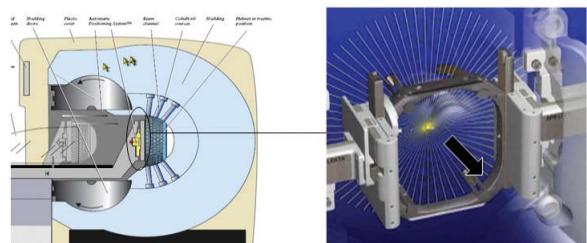
정교적 치료은 〈그림 9〉와 같이 머리 위에 고정시켜 두어야 하고, 이 *Steteotatic는 뇌를 연구 또는 수술 할 때 바늘 같은 미세한 기구나 레이저 빔을같은 것을 이용해서 3차원 적으로 정확한 위치를 정하는 시스템 이다. 이는 감마플랜을 통한 정확한 위치를 선정하고 머리 고정뿐만 아니라 입에도 장치를 고정하기 때문에 움직임이 없으며, 확실한 고정을 통해 오차 없는 수술 가능하게 한다.



〈그림 9〉 Stereotactic System 구조

3.6. A.P.S (Automatic positioning system)

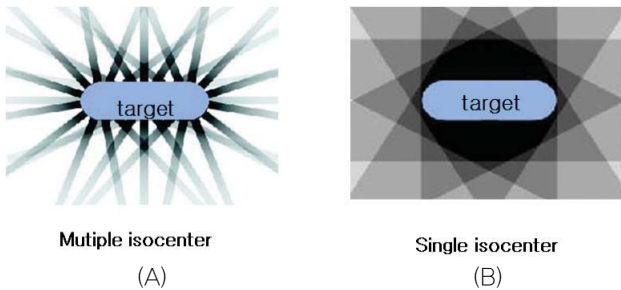
APS는 6개의 독립된 모터로 구성되어 x,y,z 좌표를 자동적으로 조절 가능 수가 초 내에 새로운 포지션을 잡을 수 있고, 대각선으로 24cm정도의 이동반경을 가지며, 새로운 포지션으로 재 이동 시간은 대략 30초 이내이며, 한번에 방사선 치료에 대략 7분 정도의 시간을 절약할 수 있다. 〈그림 10〉



〈그림 10〉 APS의 포지션 잡는 구조

3.7. Mutiple isocenter

Mutiple isocenter는 공간 내에 한 개의 초점에 여러 개의 X-선을 방사하여 중심에 여러 각도에서 집중시키는 작업을 하며, Co⁶⁰ 소스원이 들어있는 부분이 이동이 가능하여 이동을 통한 Mutiple isocenter를 형성하고, 병소에 최적화되고 정확한 방사선을 조사 가능하며, mutiple isocenter 이용하면 다른 정상조직에 영향 최소화 가능하다. 또한 병소에 집중치료가 가능해서 치료효과 single 때 보다 10% 이상 효과 큼으로 다른 정상조직에 덜 영향을 끼친다. <그림 11>



<그림 11> Mutiple isocenter의 포지션 방법

4. 토모테라피(Tomotherapy) 치료 장치

토모테라피는 수술이 되지 않거나 수술 후 남아 있는 암이 있거나 cancer가 여러 군데 흩어져 있을 시 Tomotherapy 치료를 시행한다. Tomo란 의학적으로는 어떤 물체의 단층면을 뜻하는 것으로 방사선 치료방식의 특성을 내포하지만 미래를 의미하는 'tomorrow'의 의미도 가지고 있고, 미래 지향 혁신적인 방사선치료 장치이다. 보통 알고 있는 방사선을 전리 방사선이며, 직접 또는 간접적으로 매질을 이온화 시킴으로 RI (방사선 동위원소치료) 또는 PROTON (양성자)장치라고 한다.

토모테라피는 Slice therapy라 하여 환자에게 조사되는 방식이 독특하기 때문에 단층 조각 (slice) 치료라고도 불리며, IGRT(image guide radiation therapy) cone-beam CT를 이용하여 실시간 CT 촬영 치료하는 영상 유도 방사선치료를 사용하고 있다. 이와 함께 Linac 만으로는 종양 전후에 위치한 정상 세포를 파악하기 어렵거나 정확한 위치를 알 수 없는 과정을 거치

게 된다. 미국에서 암치료 장비의 절반이상이 Linear accelerator이고 또한 새로 설치되는 장비의 90%가 Linac이다. 지난 30년간 미국과 영국에서 끊임없는 기술발달과 보다 환자를 효과적으로 치료 하고자 하는 노력 때문에 지금의 Linac처럼 발전 할 수 있었다. Linac에서 Microwave accelerator는 Linac의 중요한 부분이며, Microwave cavity들이 선형으로 나열되어 있다. 이러한 방식으로 인해 보다 더 작은 accelerator가 보다 더 높은 에너지를 조사할 수 있게 되었다.

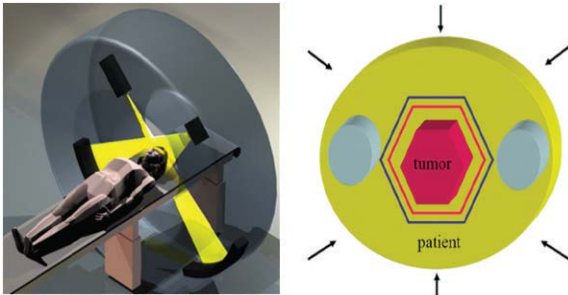
모든 Linac장비는 공통적인 구조인 선형 가속기와 선속 Bending System 으로 구성되어 있으며, 이에 개선된 Beam transport magnet system들과 선형가속기의 Head 부분의 design은 치료선속의 Flatness Uniformity와 각각 장비 움직임에 대한 환자의 안전성을 고려하였다.

이러한 기술발달로 인해 보다 더 다양한 에너지와 선속을 이용할 수 있게 되었으며 또한 Digital electronics 기술결합과 컴퓨터의 발전으로 보다 더 안전하고 편리한 선형가속기를 접할 수 있게 되었다.

Linear accelerator structure
• Electron gun
• Microwave Generator Klystron Magnetron
• Waveguide
• Accelerating Tube Standing wave accelerator Traveling wave accelerator
• Bending Magnetic
• Treatment Head

4.1. 헬리칼 토모테라피

IGRT 종양부위 확인하고 고선량 방사선 조사와 정상 조직에는 조사량 최소화하며, 나선형 방사선 치료를 함으로 여러 부위 종양을 한꺼번에 치료한다. 또한 토모테라피는 Linac의 회전으로 인해 종양주변의 정상세포도 쉽게 파악 될 수 있게 하여 3D image로 구현하며 Linac 과 부착하여 사용한다. <그림 12>



〈그림 12〉 헬리칼 토모테라피의 구조

4.2. 토모테라피의 원리

토모테라피의 기본 원리는 진단용 spiral CT의 원리를 이용하여 linac을 통합한 기술이라 할 수 있다.

Tomotherapy에서는 치료계획, 환자 치료위치 변화에 따른 치료 계획 수정 및 실시간 환자의 치료 위치 교정 등을 하나의 통합된 시스템으로 운영할 수 있는 장점을 가지고 있다. 또한 Tomotherapy는 flattening filter를 사용하지 않음에 따라 높은 출력선량을 얻을 수 있으며 치료거리 또한 기존의 linac과 달리 SSD 85cm에서 시행함에 따라 선량의 감약을 최소화 할 수 있다.

Spiral CT의 원리를 이용하여 360도 모든 각도의 beam을 이용하기 때문에 정상조직에 대한 선량을 최소화하며 상대적으로 종양내의 dose accuracy를 극대화 할 수 있는 특성을 갖고 있다.

Ⅲ. 향후 연구 및 결론

방사선을 이용한 치료 장치가 다양하게 발전하게 됨에 따라 치료 장치의 특징을 중심으로 방사선 치료에 관련된 내용이 더욱 많이 발전하고 있다. 방사선원과 종양사이에 일정한 거리를 유지하며 조사하고 근접하는 조사방법에 따라 치료방법들이 다양하게 출원되는 단계에 이르렀다. 치료에 따른 에너지에 따라 방사선 물질을 제조하는 기술들이 발전함으로 고에너지 상태에서 치료가 가능 하는 치료 방법들이 개발되는 전략 들이

수립 될 것으로 제안 한다.

방사선 물질을 통과한 물질의 원자들과의 상호작용을 통하여 에너지의 변화, 이차입자의 생성 그리고 세기의 감쇠가 발생되고, 입자의 전하, 질량, 에너지와 물질의 종류의 이온화에 따라 방사선의 에너지가 원자에 소량으로 전달됨으로 이온의형성이 발생된다. 이에 따라 하전입자 들 간의 관계를 통하여 새로운 입자의 형성이 이루어 질것으로 판단된다.

임상적으로 사용되는 방사선 치료 외에 특수한 기술을 사용하여 변경이나 QA절차를 통하여 고도의 복잡한 기술과 첨단장비를 이용한 특수치료가 시행되고 있고, 이 기술을 통하여 기술의 복잡성 과 규모의 확대가 이루어지는 사례가 형성됨으로 좋은 치료효과 가 형성 될 것으로 판단한다.

또한 본 연구에서 이외에 다룰 수 있는 제품을 통하여 새로운 치료 장치들이 계속적으로 연구하여 제안된 전략을 보완하고 완성도를 높이는 노력이 필요하다.

**토모테라피의 기본 원리는
진단용 spiral CT의 원리를
이용하여 linac을 통합한
기술이라 할 수 있어**

참 고 문 헌

- [1] 강제식 외, 방사선치료학, 청구문화사, 2009.
- [2] D, A. Edwards and M.J. Sypher. An Intoduction to the Physics of High Energy Accelerators, New York, John Wiley & Sons, 1993.
- [3] T. Ferbel. Experimental Techniques in Highr Energy Physics. Frontiers in Physics Lecture Note Series. Reading, Mass., Addison-Wesley , 1987.
- [4] M. Reiser, Theory and Design of Charged Particle Beams, New York, John Wiley & Sons, 1994.
- [5] Archbald DI: Qualit assurance : a personal commitment - a profession responsibility, Can J Med Radiat Technol 23(1):11 March, 1992.



김정래

1983년 2월 연세대학교 의용전자공학과 학사 졸업
1989년 2월 건국대학교 전기공학과 석사 졸업
2011년 2월 연세대학교 의공학과 박사 졸업
1987년 3월~1993년 9월
연세대학교 의과대학 의학공학과
1993년 9월~현재 을지대학교 의료공학과

〈관심분야〉
생체신호처리, 생체정보통신