放治技學會誌 第二卷 第一號 1987年

"LINEAR ACCELERATOR에 관한 소고"

인제의대 부속 서울백병원 치료방사선과

신현교 · 전희수 · 이근섭

국내 방사선치료의 인식도가 점증되며 방사선 치료기기의 고급화가 일어난 지 오래인 지금, 방사선 치료기기의 주종을 이루는 Linear Accelerator에 대한 보다 깊은 이해가 필요하다고 생각된다.

Linear Accelerator (이하 Linac)의 개괄적 검토로 여러가지의 Linac에 대한 효율적 이용에 도움이 되었으면 한다. Linac의 변천과정을 살피는 것을 시작으로, Linac의 가장 중요한 Power Generator., Radiotherapy treatment unit의 순서로 Linac maker에 따라 다소간의 차이는 있겠지만 비교적 공통 될 수 있는 방향으로 기술하고자 한다.

I. 약사 (History)

Linac은 핵물리학에서 그 시작을 찾을 수 있다. 핵물리학 분야에서는 원자구조의 증명을 위하여 많은 노력을 경주해 왔다. 이러한 노력들은 거의 모든 가속기들을 핵물리학에서 창안. 실용화를 시켰다.

그 중에서 몇가지는 의료 분야에서 응용되어 현재까지에 이르렀다. 중하전입자를 가속시킬 수 있는 원형가속기인 Cyclotron과 전자를 가속시킬 수 있는 원형가속기 Betatron, 선형가속기 Linac 등이 그들이다. 초기의 가속기들은 원형 가속기에 대한 발상에 의존하였다. 원형 가속기의 후속으로 Linac은 논의되었던 것이다. Linac은 광핵반응 (Photo-nuclear reaction, (r,n) reaction)에 의한 중성자의 증명을 위해 고안되었다. 광핵반응은 6~8MeV정도의 핵자간 결합에너지 이상인 10MeV이상의 photon에 의해 핵으로 부터 중성자를 분리시키는 반응으로 선형가속기는 10MeV이상의 High Energy Photon을 만들기 위한 가속기로 생각할 수 있다. 오늘날 의료에서 실제로 사용되는 Linac은 Electron Beam또는 X-ray를 만들기 위한 것들이다.

1925년, Ising은 상기한 물리학적 측면에서 연구를 했으며, 이는 Wideröe에 의해 1928년 그 실효를 거두게 된다. 중하전입자를 Radiofrequency (RF)로 가속시키는 모형이었던 것이다. RF는 각 가속절에 연결된 단자로 공급되며 한 가속절 전체에 동일한 전위를 갖게 하였다. 바로 이웃한 가속절들은 반대의 전위를 지니도록 하여 가속절들의 사이에 가속 또는 감속의 전계가 형성되도록 하였다. 1931년 Sloan과 Lawrence에 의해 실험적으로 30개의 가속절을 선형배열로 진공유리관내에 장치하여 42KV에 10MHz 전원을 사용하여 Mercury ion 10^{-7}A를 1.26 MeV로 가속시키는데 성공을 거두었다.

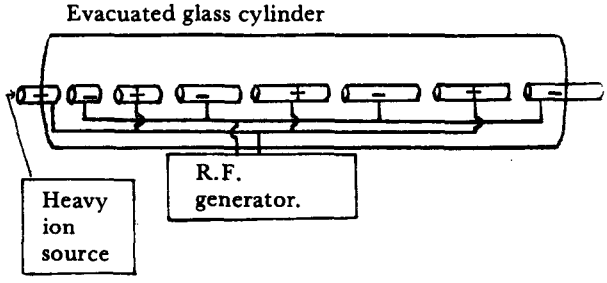

그림 1. 중하전입자 가속을 위한 Wideröe 형 Standing Wave Linac.

1946년 Alvarez는 조금 다른 원리로 보다 발전된 Linac을 생각해 냈다. 가속절들의 선형배열을 금속 Cylinder내에 두고 금속 Cylinder 전체에 200MHz의 RF power를 부하시켜 하나의 가속절 양단에 상이한 전위가 형성되도록 하였다. Wideröe의 가속관과 마찬가지로 각 가속절 사이에는 가속, 감속의 전계가 형성되나 Cylinder 전체의 가속절 사이에는 가속 또는 감속의 한가지 전계가 형성된다.

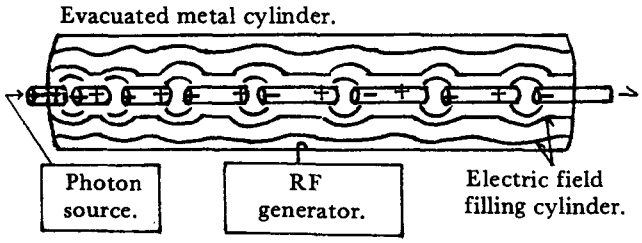

그림 2. Proton 가속을 위한 Alverz형 Standing Wave Linac.

이러한 초기의 Linac들은 중하전입자와 양자의 가속에 이용이 되었을 뿐 전자의 가속에는 이용되질 못하였다. 전자의 가속을 위하여는 보다 높은 주파수 또는 보다 길이가 긴 가속관을 요하는데, 초기의 Linac들은 이러한 문제들을 해결하는데 한계를 지니고 있었다.

세계 2차대전은 초기 Linac이 지니는 한계점을 해결하는 Hi-power, Hi-frequency Source를 개발하였다. 이는 군의 radar 산업에서 만들어졌으나 전시 체제에서 군부의 독점으로 실제적 이용을 하지 못했다. 그 후 전쟁의 종식과 더불어 Magnetron과 Klystron의 일반 이용으로 Linac은 전자가속이라는 새로운 국면으로 들어서게 된다. 특히 1955년 Chodorow는 High - Energy Electron Linac에 필요한 적정 Frequency를 논증하였다. 수 MeV의 전자가속시에 10㎝의 drift space를 전자는 $1/3\times10^{-e}$ sec 정도의 시간에 주행을 한다. 즉 RF는 약 3000MHz정도를 필요로 하는 것이다.

그 후 의료 분야에 응용된 방사선 치료용 Linac들은 출력안정화, 방사선의 균일한 분포, 선질의 문제등을 해결하기 위해 많은 보조 회로를 갖추게 된다.

Ⅱ. Power Generator

Linac의 전자를 가속하는데 필요한 Hi-power, Hi-frequency Source는 주로 Magenetron과 Klystron이 주를 이루고 있다. 이들은 전자가 갖는 Energy의 변화로 주파수를 발생하는 장치이다.

우선 Magnetron의 내용을 살펴보면 전자류를 제어하는 전계와 자계의 작용이 복합적으로 작용한다. Magnetron의 전형적인 TMol형 Magnetron은 원통형의 양극을 두고 그 중심축 위치에 Cathode를 넣어 만든 Z극 진공관으로 자계는 전계와 직교하는 중심축과 평행으로 가한다.

전자의 운동은 플레밍의 법칙에 준한 모양으로 그림 3. a와같이 2극관에 전압을 가하면 자계가 없을 때에는 전자는 직선으로 Anode를 향해 직진한다. 점차적으로 자계를 상승시키면 전자류는 포물선 운동을 한다.

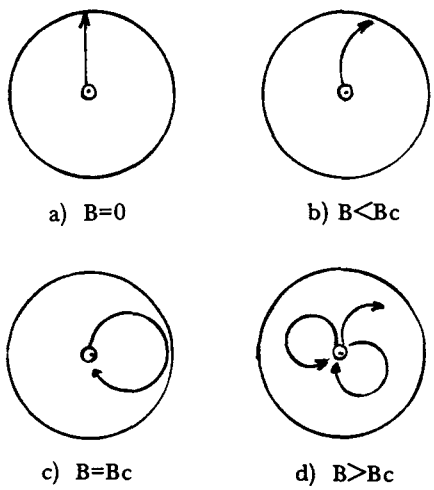

그림 3. 전계와 자계의 관계에 따른 전자류의 운동. B : 자계 Bc : 전계

자계가 충분히 상승하여 전계와 평형을 이루게 되면 전자류는 그림 3. c와같이 Anode와 Cathode사이에서 원 운동을 하게된다. 전자류의 원 운동 Energy는 Anode에 형성된 Cavity들에 유도

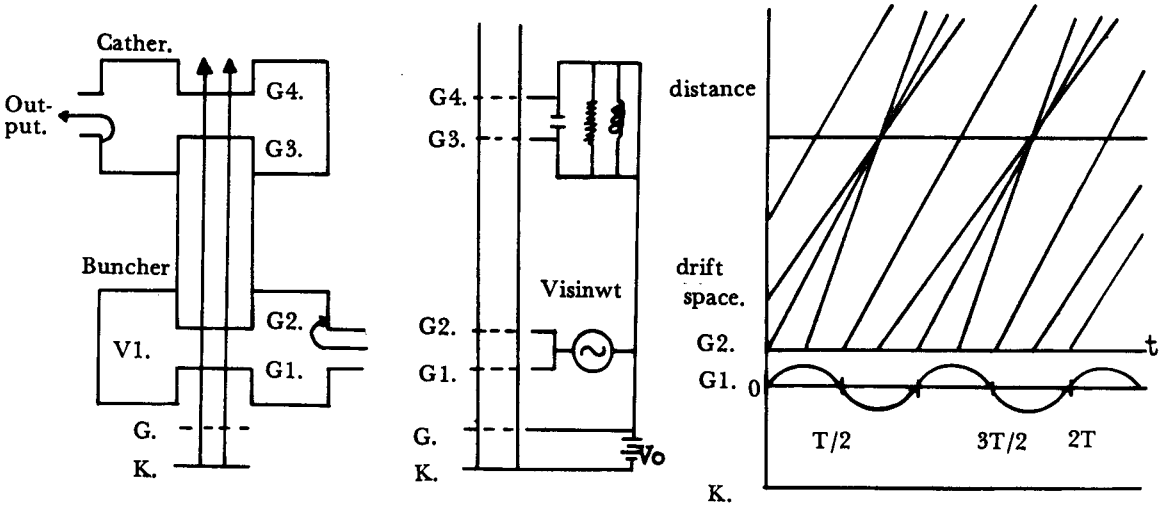

그림 4. Klystron의 작동원리. K;cathode. G;grid.

전력을 발생시켜 Cavity 들내에 장치된 Antena로 증폭된 power를 다음 단으로 보낸다. (이때 Anode의 Cavity들은 "LC"공진회로와 등가이다.) 이러한 Magnetron은 주로 15MeV 이하 Energy의 Linac에서 사용된다.

Klystron은 자계에 관계없이 전계에 의한 전자류의 속도를 변조시켜 결국, 전자밀도의 변조를 일으키는 특수 진공관이다.

그림에서 Cathode(K)를 출발한 전자들은 직류가속전압 Vo에 의해 G_1,G_2에 도달한다. 이때까지 일정하던 전자밀도는 G_1,G_2에 걸리는 V_1에 의해 속도변조를 받아 drift space를 통과하는 동안 밀도의 변조를 이루게된다. 가장 전자류의 밀도가 군집되는 곳에 G_3,G_4를 두어 증폭된 출력을 얻어낸다.

Ⅲ. Radiation Treatment Unit.

핵물리 분야에서 이용되던 Linac이 의료에 응용되면서 몇가지의 변화가 있었는데 의료용 Linac의 간략한 구조를 살펴보면 그림과 같은 구조이다.

세부적으로 Accelerating Structure를 살펴보면 Standing wave형과 Travelling Wave형으로 나눌 수 있다.

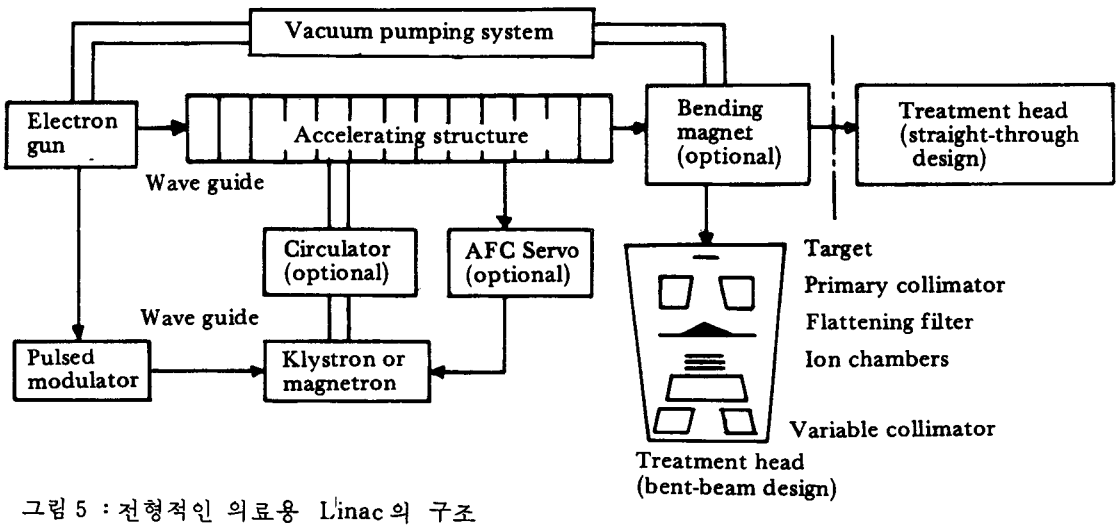

그림 5 : 전형적인 의료용 Linac의 구조

Travelling wave 형 가속기는 위상이 $\pi/2$ 가 변화함에 따라 최대 전계치가 가속절 하나를 이동하며, 전계의 이동속도는 전자의 속도에 따라 결정되어 그 속도는 동기한다. 즉 전자가 가속되기 위하여 전자는 항시 가속전계 위치에 있도록 한다.

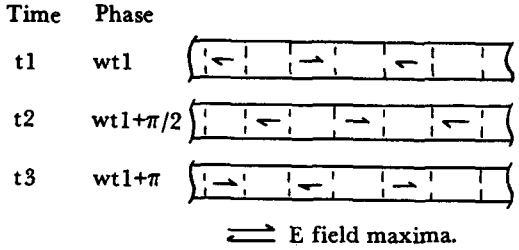

그림 6. Travelling wave 형 Linac 의 전계 이동

Standing wave 형의 가속기에는 입사파와 반사파가 존재하며 이들의 합성된 power 로 전자가 힘을 받는데 항시 "O" 전위인 부분이 가속기의 $\frac{1}{2}$ 을 차지한다. 이들 "O" 전위의 Cavity 들을 축에서 제외되도록 하여도 작동에는 이상이 없다. 이들을 축상에서 제외시켜 Side Cavity 라 한다. (그림에서 빗금부분) 최대 전계치는 위상이 π 만큼 변화하면 가속절을 하나 이동한다. (Side Cavity 수는 제외)

Travelling wave 형 Linac 에서는 ㎝당 80KV 정도를 가속시킬 수 있으며, Standing wave 형 Linac 은 ㎝당 150 Kv 정도를 가속시킬 수 있다.

Modulator 는 Electron Gun 과 RF power generator 에 동기적 신호를 일정한 power 로 공급한다. 이러한 pulse 간격은 Dose Rate 를 결정 지운다. Modulator 의 주요부는 "LC" 공진 회로인 Pulse Forming Network (PFN) 이다. PFN 의 출력은

Peak pulse Voltage (Voat) = $Z_L/Z_L + Z_{PFN} \times Vo$.

Pulse duration(t) = $2\sqrt{LC}$

에 의해 주어진다.

Electron Gun 은 Modulator 에서 공급된 전원에 의해 열전자를 발생시키며 가속관에 입사되도록 집속과 가속을 시킨다.

한편, RF power source 에서 발생시킨 RF 중 전자가속 Energy 를 적정화하기 위해 위상을 선별하여 사용되도록 하여야 한다. 발생된 RF가 Circulator 를 통과하는 동안 RF를 metal 구조물과 상호 작용시켜 일정한 위상을 선별하여 가속에 이용한다.

RF가 발생되어 가속관에 이르는 Wave Guide 내에는 pulse 의 진행이 수월하도록 진공 또

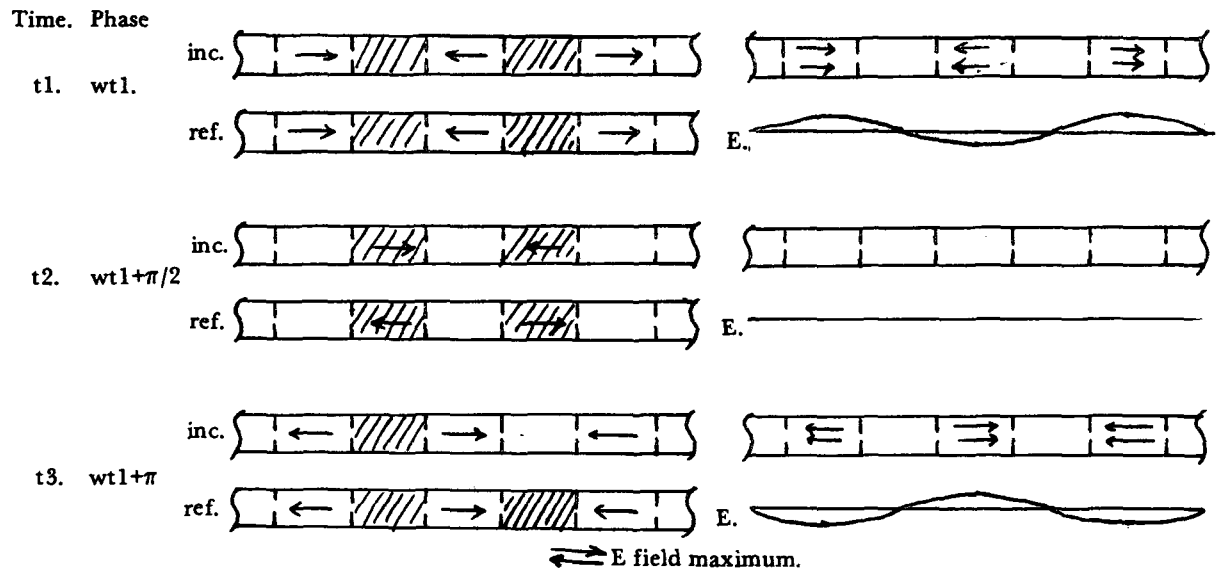

그림 7 : Standing Wave 형의 Linac 의 전계이동

는 SF_6 Gas로 채워져 있다. 오늘날은 유전율을 높이기 위해 주로 SF_6 Gas를 사용한다.

한편 가속관내에는 진공을 유지시켜 전자의 진행시 간섭을 최소화하여야 한다. 진공을 필요로 하는 곳은 이 외에도 Bending System, Accelerating Structure, Electron Gun 등 주로 Electron이 존재하는 곳들이다. 진공도 유지는 초기에 기계식과 Oil 확산식을 사용했으나 구성상 문제로 인해 오늘날은 주로 1차적으로 기계식 진공펌프를 사용해 일정수준으로 진공도를 유지한 후 Ion pump를 사용하는 방식을 취하고 있다. Ion pump는 기체의 구성원소를 활성화시켜 흡착, 제거하는 방식으로 되어있다. 진공도 유지를 위해 기계식 pump를 사용하는 이유는 진공도가 나쁜 상태에서 Ion pump를 작동하면 그 수명이 급격히 감소하기 때문으로 1기압 상태에서 작동하면 그 수명은 수십분에 불과하다.

이러한 SF_6 Gas와 진공이라는 두 가지 상이한 상태의 분리를 위해 RF Window를 사용하는데, RF Window는 RF의 손실, 반사등이 적으면서 Gas와 진공으로 생기는 압력을 충분히 견디어야 한다. 그러한 이유로 Ceramic을 고 정밀화 하여 RF Window로 사용한다.

가속된 전자는 Spectrum의 영역과 집속을 위해 Bending magnet를 통과시킨다. 집속된 전자의 focusing Size는 target와 동일한 Size로 이루어진다. 이러한 Bending System은 Linac Energy에 따라 차이가 있어 4~6MeV에서는 일반적으로 Bending System이 없는 직진형이며, 8~12MeV에서는 90° Bending System을 취하는 방식이다. 다음은 몇가지의 Linac 모형으로 Energy에 따른 설계상의 차이를 나타내고 있다. 그 중에서 "turn around" 방식은 아직 연구 단계에 있는 것으로 이론상으로 가속관 길이에 따라 얻을 수 있는 Energy를 E라 하였을 때, 2E에서 0.5E까지의 Energy를 얻을 수 있는 모형이다.

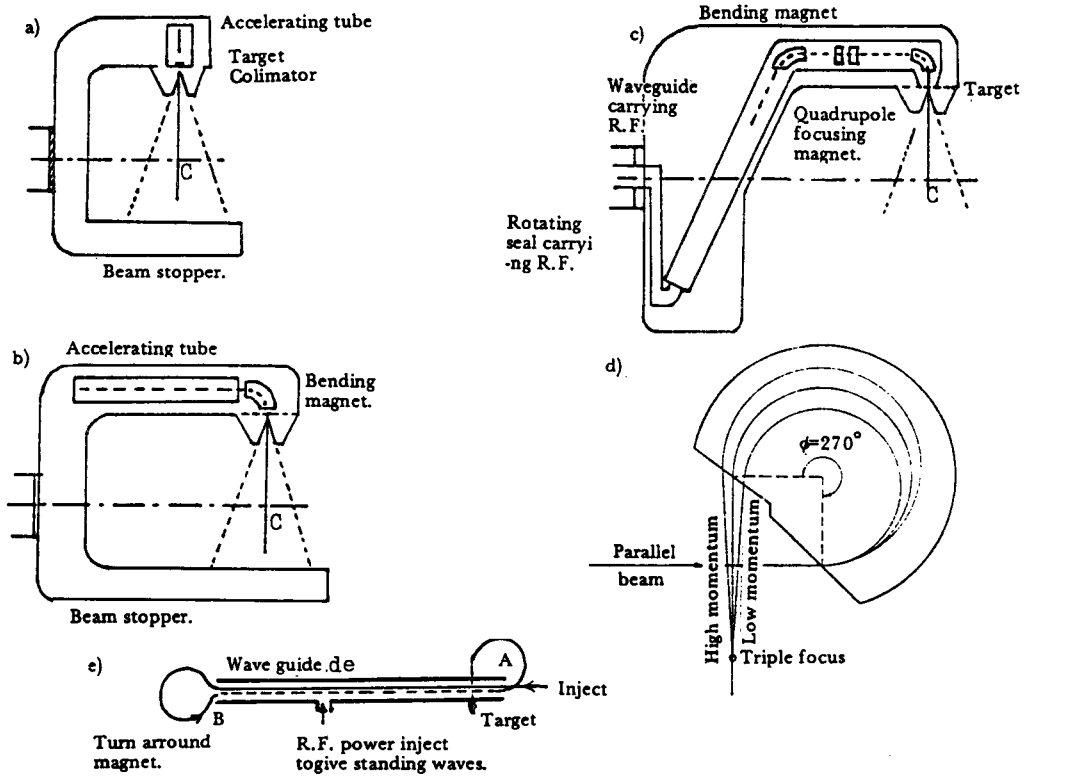

그림 8 : Bending System과 Linac의 Energy 관계

전자선은 가속관, Bending System, 그리고 target 등에 정확한 위치로 입사하여야 최종적으로 얻는 방사선의 분포가 균일화 되어진다. 이를 위해 Steering Coil 이 이용되는데 Electron Gun 에서 가속관으로 입사하는 전자는 일정한 Energy 의 가속력을 받으나 가속관에서 RF 의 가속을 거치는 동안 Energy 의 미소한 차이를 갖게 될 수 있다. 이러한 경우 종국에 얻는 방사선분포의 변화가 따른다. 이러한 이유로 Electron Gun 과 가속관 사이의 Steering Coil 은 일정한 전계를 유지하도록 구성하나 전자가 가속관에서 가속이 된 전자를 제어하는 말단의 Steering Coil 은 전계의 변화는 방사선의 분포를 측정하는 Treatment head 에 있는 D형 Detecter 의 신호에 의해 이루어진다. 전자의 흐름을 제어하는 것으로는 이 외에 전자 가속시에 확산과 가속관에 충돌이 일어나 가속효율이 감소되는 것을 방지하는 Focusing coil 이 있다.

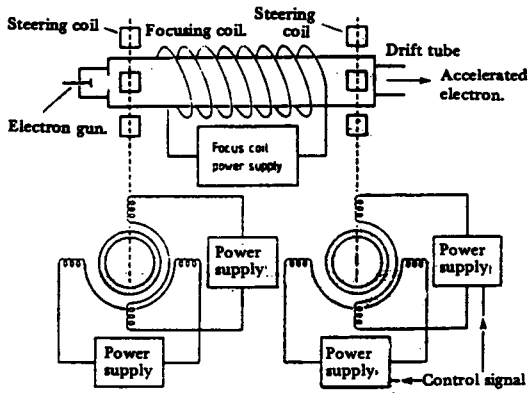

그림 9 : Focusing Coil 과 Steering Coil

Treatment head 는 가속된 전자를 X-ray 로 변화하거나 전자를 산란하여 치료에 이용되도록 한다. 그림 10 과 같이 전자선을 이용할 때는 Scattering foil 만을 선축상에 두며, 전자선의 Energy 에 따라 foil 의 두께를 달리한다. X-ray 를 사용할 때는 Target 와 Flattening filter 를 선축상에 두어 가속 전자선이 X-ray 로 변환시키고 그 분포를 균일화시킨다. Target 와 Flattening filter 는 nutron 발생으로 인한 contamination 과 spectrum분포, size 등의 문제를 고려해야 한다.

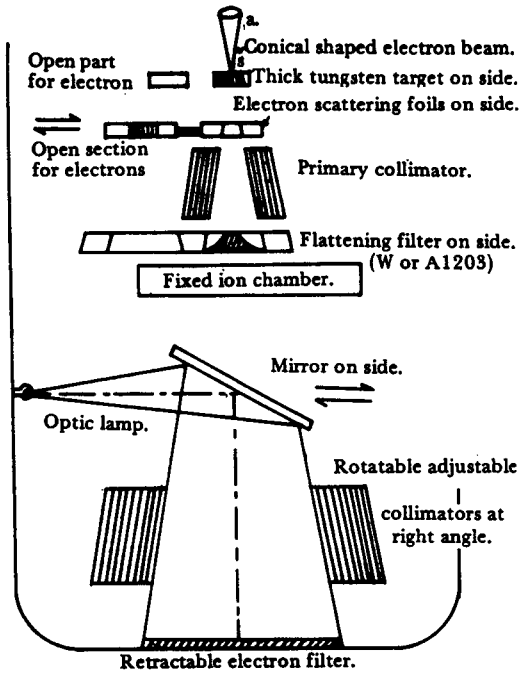

그림 10 : Treatment Head 의 구조

이 외에도 보조회로로 균일한 Out put 을 위하여 Automatic frequency controller 혹은 Automatic dose controller 등이 있다. Automatic frequency controller 는 Directional coupler 에서 체취한 입사파와 반사파를 비교(합성)하여 RF power 의 미소한 변동을 줄인다. 반사파는 Phase shifter 에서 180°위상 변화후에 Phase detecter 에서 입사파와 상쇄되어 그 신호를 Klystron control 에 이용한다.

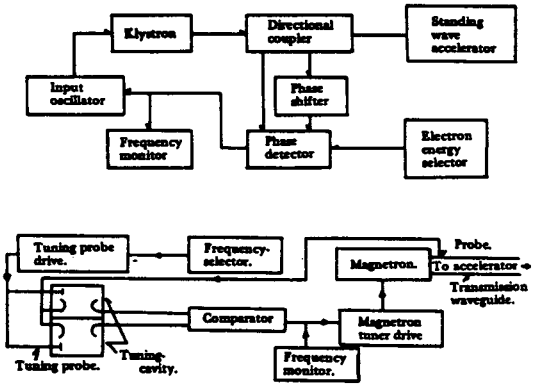

그림 11 : automatic frequency controller 의 구조

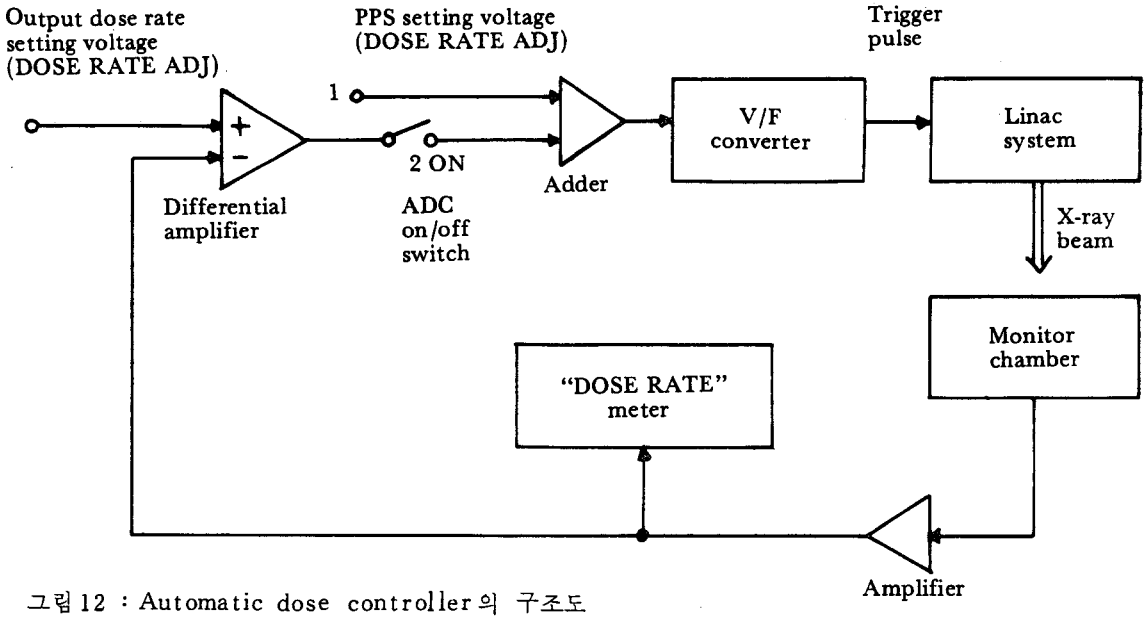

그림 12 : Automatic dose controller의 구조도

Automatic dose controller는 Linac의 출력이 미세한 요동을 일으키는 것을 보정하기 위해 PPS(pulse per second)의 변화를 일으킨다. pulse당 out put의 요동으로 인한 Dose Rate의 변화를 Pulse repetition 으로 보상한다.

R/min = PPS × 60 × R/pulse.

이러한 것들로 의료용 Linac은 구성이 되어있다.

參 考 文 獻

1. C.J. Karzmark. 1973C. Electron Linear Accelerators For Radiation Therapy. PHY. MED. BIOL. vol 18. 321.
2. D. Greene 1986 Linear Accelerator For Radiation Therapy.
3. G.P. Naylor. 1970 The Stability of the X-ray beam from an 8MV linear accelerator designed for radiotherapy. Br. F. Radiol. 43, 414.
4. C.W. Miller, Recent developments in linear accelerators for therapy Br. F. Radiol. 35, 411.
5. Manual of Mitsubishi Linear Accelerator.
6. J.R. Cunningham. 1983. The physics of Radiology.
7. 한 영신. 무선공학