

The Emission and Characteristics Measurement of Electron Beam and Basis Construction for Education Usage

전자빔 인출 및 빔 계측과 교육 활용을 위한 기반구축

Dong-Hoon Lee

이 동 훈

Abstract

The MM22 microtron has used as a cancer therapy machine from Nov. 1986 to Feb. 2006. This machine was moved and installed to a radiation research center to use as an education and research tool from treatment machine because of aging of MM22 microtron. In this paper, for extracting the electron beam from microtron, operation principle of the microtron, system characteristics of each module, and pulse structures were reviewed. The beam extraction and measurement were performed after measuring pulses of each major module and extraction trials in the beam line. After finishing the movement of MM22 microtron, the 30mA target current in the case of 10 MV X-ray beam was extracted and the beam flatness of radiation distribution was acquired within 3% error ratio after 100 MU was irradiated on X-omatV Film at SSD 100 cm and field size 10x10 cm². As a result, the microtron movement and new installation was performed with success.

요 약

MM22 마이크로트론은 1986년도 11월부터 2006년 2월까지 암 환자를 위한 방사선 치료 장비로 사용되었다. 장비의 노후로 치료 장비에서 연구 및 교육용으로 전환하기 위해 방사선의학연구센터로 이전 설치하였다. 본 논문에서는 이전 설치 한 후 빔 인출을 수행하기 위해 마이크로트론의 동작원리, 시스템을 구성하는 각 장치의 특성을 분석하여 보았고 주요 부분의 파라메타인 펄스구조의 특성을 살펴보았다. 실제, 각 주요 시스템의 펄스를 측정하였고 빔 인출부, 빔 라인 및 최종단인 타겟에서 빔 인출 기법을 통하여 빔 인출 및 빔 측정을 수행하였다. 이전 설치 후 10 MV X-선의 경우 최종 단 치료기에서 30 mA 타겟 전류를 인출하였고, 필름을 SSD 100 cm, 10x10 cm² 조사면에 놓고 100 MU 방사선을 조사하였다. 조사면의 방사선분포의 평탄도 측정 결과 3%이내로 안정적인 빔을 인출하여 이전설치가 성공적으로 수행되었음을 확인할 수 있었다.

Key words : Radiation generator, Microtron, Beam measurement, Beam extraction, Electron accelerator

1. 서론

1944년 소련의 V. I. Veksler에 의해 마이크로트론의 원리가 발표된 이후[1], 마이크로트론은 전자선 및

동명大學校 의용공학과

(Dept. of Biomedical Engineering, Dongmyong University)

* 감사의 글 (Acknowledgment) 이 논문은 2006학년도 동명대학교 학술연구비 지원에 의하여 이루어진 것임.

接受日:2007年 8月 28日, 修正完了日: 2007年 11月 26日

X-선에 의한 방사선 치료뿐만 아니라 방사성 동위원소 생산, 방사화 분석, 산업용의 라디오그래피, 싱크로트론의 입사장치, 핵물리학, 입자 물리학 등에도 폭넓게 활용되고 있다[2]. 스웨덴에서는 일찍부터 싸이클로트론을 제작하였고 여기서 얻은 경험으로 1974년 처음으로 10 MeV 치료용 마이크로트론이 Reistad, Brahme 및 Rosander 등에 의해 종래의 마이크로트론을 여러 차례 개량해서 선형가속기의 장점인 높은 선량율을 갖으며 베타트론의 장점인 낮은 에너지

spread를 갖춘 장치를 제작하게 되었다[3,4].

즉, 가속되는 에너지는 단일에너지가 아니고 일정한 에너지폭을 갖고 있는데 마이크로트론은 원형방식으로 가속함으로써 선형가속기보다 적은 반폭치 에너지를 갖추고 있어 치료효율이 더 우수하다.

원형 방식의 마이크로트론으로 얻을 수 있는 최대 에너지는 현재 44 MeV이며 그 이상의 에너지를 얻기 위해서는 1946년 Schwinger에 의해 제안된 racetrack 마이크로트론에 의해 얻을 수 있다. Racetrack 마이크로트론은 2개 이상의 휨 자석 사이에 선형가속관을 설치하여 1회전 당의 에너지 이득을 높은 방식으로 50 MeV급 전자가속기가 현재 방사선치료 및 연구를 위해 가동되고 있다[5].

국내 MM22 마이크로트론은 1986년도 11월부터 2006년 2월까지 암 환자를 위한 방사선 치료 장비로 사용되었으나 장비의 노후로 연구 및 교육용으로 전환하기 위해 기존에 설치된 방사선종양학과에서 연구동 방사선조사센터로 이전 설치하였다. MM22 마이크로트론의 구성은 Fig. 1에서 보여주는 것처럼 LaB₆의 전자선원 발생부, 전자를 최고 에너지 22 MeV까지 원형으로 가속하기 위한 자장과 마그네트론을 이용하여 3 GHz의 고주파 전기장을 발생하는 가속부 및 공진기, 20여개의 전자적으로 구성된 전자빔 전송장치, 및 360° 회전할 수 있는 치료기 등으로 구성되어 있다. 사용할 수 있는 전자선 에너지의 범위는 3, 5, 7, 9, 11, 13, 16, 18, 20, 22 MeV 등 10개이며, X-선 에너지는 6, 10, 21 MV 등 3개의 X-선 사용이 가능하다. 원형방식의 마이크로트론은 고출력 전자빔을 인출하는데 에너지 안정성이 좋으며 에너지 변환도 비교적 용이한 장점을 갖고 있다[6-7].

이전을 위한 해체작업은 2006년 3월부터 약 한달간 이루어 졌고 설치를 위해 연구동 방사선조사센터로 2006년 9월말 설치를 완료하였고, 이때 외부 케이블은 모두 교체하였다. 2006년 10월까지 냉각수 공급장치, 에어공급 장치를 자체적으로 설계하여 설치 완료하였고, 2006년 11월까지 진공 및 냉각수 시험 운전 및 문제점들을 해결하였다. 2006년 12월부터 각 모듈별 전원 공급 후 문제점 해결을 위한 과정을 거쳐 2007년 2월말 광자선 빔 10 MV 30 mA까지 인출 하였다. 본 논문에서는 전자가속기인 마이크로트론의 동작원리, 시스템을 구성하는 각 장치의 특성을 살펴보고 주요 핵심부분의 파라메타인 펄스구조 및 측정과정을 수행하였다. 최종적으로 빔 인출 시도 및 빔 측정을 수행하여 차후 마이크로트론을 이용한 방사선 의학 분야의 교육 및 연구용 장비로 활용하고자 한다.

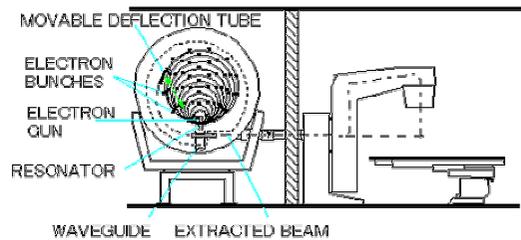


Fig. 1. Cross section of a 22 MeV microtron illustrating the path of electrons in the accelerator and an isocentric treatment unit

그림 1. 가속기내에서 전자궤적을 보여주고 있는 22 MeV 마이크로트론의 단면적과 치료기

II. 본론

2.1 마이크로트론 동작 원리

원형 마이크로트론의 원리는 1944년 소련의 V. I. Veksler가 제안하였다.[1] Veksler는 전자와 같은 상대적 질량 증가가 발생하는 경입자들은 전장을 변화 시킴으로써 균일한 자장 내에서 가속시킬 수 있음을 보였다. Fig. 1에서 보여주는 것처럼 마이크로트론은 균일한 자장 내 공진기속에 놓여 있는 전자총으로부터 고전압 펄스변압기에서 공급된 초기전압으로 전자들은 공진기 속으로 입사된다. 입사된 전자들은 마그네트론으로부터 공급된 고출력의 3 GHz의 공진주파수에서 가속되고 균일한 자장 내에 있으므로 원 궤적을 그리면서 회전하게 된다. 한번 회전한 전자들은 다시 공진기 속을 통과하고 공진기속에서 계속해서 가속전압을 공급받게 된다. 공진기를 통과하는 두 개의 연속한 회전궤도의 경과 시간차가 전자에 가속력을 공급하는 공진주파수 주기의 정수배일 때, 공진작용에 의해 일정한 에너지 증분을 얻게 되며 더 큰 원 궤적을 계속해서 그리게 된다. n 번째 궤도에서 총에너지는 다음과 같다.

$$E_n = (n+1)(E_0 + E_1) \quad (1)$$

여기서 n은 회전 수, E_0 은 전자의 정지질량에너지, E_1 은 전자총에 의한 초기 입사에너지이다. MM22 마이크로트론에서 전자총의 초기 입사전압은 63 KV이고 전자의 정지질량 에너지는 511 KeV이다. 실질적으로 1회전 당 에너지 증분은 535 KeV로 최저 에너지는 10번째 궤도이며 에너지는 5.885 MeV이고 운동

에너지는 총 에너지에서 정지 에너지를 뺀 5.37 MeV가 된다. 최고 에너지는 42번째 궤도이며 운동 에너지는 22.495 MeV 까지 인출할 수 있도록 설계 제작 되어 있다[9].

2.2 마이크로트론 주요시스템 및 특성

가. 진공 시스템

가속기의 진공도는 가속 공간내의 공간 압력에 비례하며 가속 공간내의 청결도와 관련이 있다. 마이크로트론에서 전자를 가속시키기 위해서는 5.0×10^{-6} mbar 이하의 진공도를 요구한다. 진공장치의 시스템의 구성은 Fig. 2와 같다. Fig. 2에서 보는 것처럼 용적 약 0.32 m^3 인 진공함과 빔 라인의 고진공 상태를 유지하기 위해서 로타리 펌프, 터보 펌프가 각각 1대씩 직렬로 설치되어 있다. 로타리 펌프(DUO 035A, PFEIFFER사, 독일)는 펌핑속도 36 m^3 로 최대 3.0×10^{-3} mbar 까지 진공을 유지 시킬 수 있으며 그 이상의 진공도는 로타리 펌프와 직렬 연결된 터보펌프(TPH 510, PFEIFFER사, 독일)에 의해 이루어지고 있다. 터보펌프는 60,000 rpm으로 회전하면서 진공도를 4.0×10^{-6} mbar 이하로 유지할 수 있으며 이 상태에서 전자는 고진압 스파킹 없이 정상적으로 가속 된다. 이전 설치 후 가속 챔버내 진공 누수 위험을 줄이기 위해 가속기 본체의 양면에 있는 대형 O-ring을 교체함과 동시에 진공과 관련된 모든 O-ring을 가능한 교체하였다. 현재 진공도는 4.8×10^{-6} mbar를 유지하고 있다. 공압시스템은 표준 6 bar의 압력으로 진공시스템의 고진공밸브의 구동과 차후 빔 라인 확장 에 사용될 빔라인 개폐 및 부가적인 연구용 공압장치 등에 이용될 공압을 공급하며 이전과 함께 새로 제작하여 설치하였다.

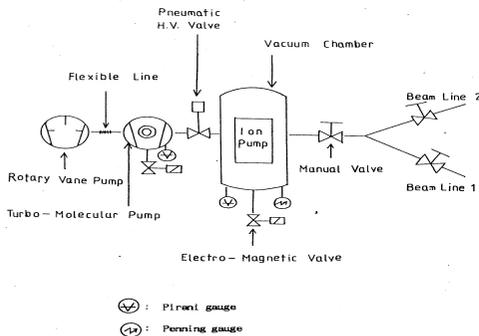


Fig. 2. Vacuum pump system in the microtron
그림 2. 마이크로트론의 진공펌프 시스템

나. 마이크로웨이브 시스템

Fig. 3에서 보는 것처럼 공진기내에서 전자를 가속시키기 위해 최대 피크전력 2 MW, 3 GHz의 주파수를 갖는 가속전장은 마그네트론(M5125, EEV사, 영국)으로부터 발생하여 서큐레이터를 거쳐 공진기에 가속전압 및 가속주파수를 공급한다. 도파관내에서는 프레온-12 가스가 압력 2.0-2.5 atm으로 채워져 있어서 고압의 전기적 방전을 억제하며, 방전시 냉매로서의 역할도 한다. 방전시 냉매는 호흡기계통에 해로운 가스를 방출하니 가스 누수여부를 늘 점검하여야 한다. 마그네트론은 공진 주파수가 맞지 않을 때 공진기로부터 마그네트론에 반사 전력이 더욱 많이 발생하게 되고 이때 가속효율이 감소하게 된다. 마이크로웨이브 시스템에서는 자동 주파수 조정회로가 구비되어 있어 마그네트론 가열 등에 의해 공진주파수가 변동될 때 자동으로 공진주파수에 맞추어지도록 조정된다. 입사 후 발생된 반사전력은 방향성 결합기 및 서큐레이터를 통해 더미 로드(dummy load)로 보내지고 이때 충돌에 의해 발생된 열은 수냉식으로 냉각시키게 된다. 마이크로트론은 펄스모드에서 사용하고 있으며 2 MV의 최대 피크전력, 4 μs 의 펄스폭 및 0.959×10^{-3} 의 듀티비를 갖는 펄스가 공급되고 있다.

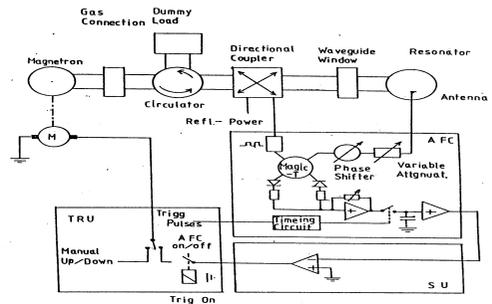


Fig. 3. Microwave system for automatic frequency control in the microtron

그림 3. 마이크로트론에서 자동 주파수 조정을 위한 마이크로웨이브 시스템

다. 전자발생원, 빔 인출 및 빔 전송장치

전자를 발생하는 캐소드는 LaB_6 을 사용하고 있으며 보조조건에서 발생된 열전자들의 충돌에 의해 약 1600°C 까지 가열하게 된다. 빔 ON할 때 캐소드와 아노드사이에 63 KV, 4 μs 의 펄스가 공급될 때 전자들은 아노드 슬릿을 통해 공진기 속으로 입사하게 되며 공진작용으로 에너지를 얻게 된다. 캐소드를 가

열시키기 위한 보조 총의 필라멘트 전류는 약 4.9 A 범위에서 사용하고 있고 보조 건에서 발생하는 전류는 약 25 mA에서 사용하고 있다. 사용시간이 경과함과 진공도가 나빠지면 보조건 전류는 점점 증가하게 되고 MM22의 경우 최대 약 33 mA까지 늘어난다. 또한, 가속 전류인 전자총 전류는 10 MV 에너지의 경우 1.1 A였으며 전자원인 캐소드의 수명은 진공도에 따라 500-700 시간 정도 사용한다.

3 GHz의 가속 공진주파수를 사용하는 S-bend 마이크로트론의 경우, 연속적으로 가속될 때 n번째 회전반경과 n+1번째 회전반경 간의 궤도반경 차이는 약 3 cm이며 전자 궤도의 공통지름의 최대 빔 크기는 약 5-6 mm이다. 빔의 직경은 약 2 mm로 집속이 가능하다. 빔의 인출은 자장의 영향을 받지 않는 스텐렌스강으로 구성된 deflection tube(편향관)을 통해서 회전반경으로부터 빔을 이탈시켜 extraction tube(인출관)을 통해 인출하게 된다. 인출관의 직경은 8 mm이고 관벽의 두께는 약 2 mm이다. 편향관의 외경의 직경은 약 5 cm 이다. 이 편향관내에서는 자장의 영향을 받지 않아 빔이 직진하게 되면서 빔 궤도에서 빠져나오게 된다. MM22 마이크로트론에서 인출하여 사용할 수 있는 에너지 범위는 궤도 10번째(5.4 MeV)부터 최대 가속 회전 수 42번째 궤도(22.5 MeV)까지 총 13가지의 에너지를 편향관의 위치를 조정함으로써 인출하여 사용할 수 있도록 설계 제작되어 있다. 빔 인출 효율은 두 궤도차에 의한 효율로 표시할 때 거의 100 %에 이른다. 빔 전송장치는 가속공간으로부터 인출된 빔을 치료기의 타겟까지 빔을 손실 없이 집속 전송하여 연구에 적합한 X-선 및 전자선으로 변환할 수 있도록 한다. 빔 전송라인에는 빔을 집속시키는 4극 자석(Quadruple Magnet)이 6대, 빔의 위치를 조정하는 조정자석(Steering Magnet) 3대, 치료기의 모양 및 빔 전송라인의 모양에 따라 빔을 휘게 하는 휨(Bending) 자석이 4대, 2개의 빔 전송라인 중 1개 라인을 선택하여 빔을 전송하는 스위칭 자석 1대가 설치되어 있다. 가속된 빔이 타겟의 중심부에 입사하여 빔의 평탄도 및 대칭도를 균질하게 할 수 있도록 보정해 주는 서보시스템을 또한 갖추고 있다.

2.3 마이크로트론 펄스구조

MM22 마이크로트론의 가속 전자들은 공진위상 108° 전, 후에서 가속되어 일정한 에너지 이득을 얻게 된다. 만약, 공진위상 전에 도달한 전자는 더 큰 에너지 이득을 얻게 되고 더 큰 궤도 반경을 돌게 된다. 즉 회전시간이 증가되고 그 다음에 공진기에 도

착되는 전자들은 평균 가속 에너지보다 낮은 위상에서 가속하게 되면서 자체적으로 안정된 위상 영역을 갖게 된다. 이 위상안정 지역을 에너지-위상 공간이라 하며 MM22의 경우는 약 ±15° 이고 에너지 spread는 ±45 KeV가 되도록 설계되어 있다[3]. 전자 빔에서 최대 에너지 spread는 1 회전 당 에너지 이득의 1/10정도이므로 원형 마이크로트론에서 1회전 당 에너지 이득은 535 KeV이고 최대 에너지 spread는 약 53.5 KeV가 된다. 실제 마이크로트론에서의 위상 안정지역은 약 30°이고 가속 에너지 폭인 반폭치(FWHM)는 35 KeV로 설계되어 있다. 이는 약 1 MeV의 반폭치를 갖는 선형가속기보다 우수한 점이다.

위상 안정 원리 또는 공진조건으로부터 마이크로트론에서 가속되는 전자들은 마이크로웨이브 위상 중 약 30° 이내의 위상 영역이나 마이크로웨이브 파장의 1/10에 해당되는 곳에서만 공진 조건이 만족되어 가속하게 된다. 마이크로트론은 가속 주파수 영역 3 GHz의 S-band 영역이므로 이들 burst들의 duration 은

$$T = \frac{30}{360} X \frac{1}{3 \times 10^9} = 28 \text{ ps} \tag{2}$$

이 된다. 즉, 약 30 ps의 마이크로펄스 폭으로 330 ps 만큼씩 떨어져서 가속된다. 이는 실제 공간에서 각 전자다발 크기는 1 cm이고 이들은 각각 약 10 cm 씩 떨어져서 가속됨을 나타낸다.

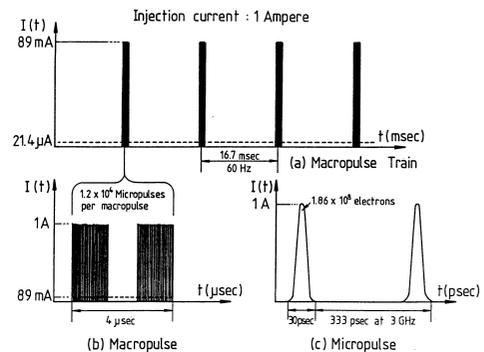


Fig. 4. Fine structure of the electron beam in the MM22 microtron
 그림 4. 마이크로트론의 전자빔의 미세구조

Fig. 4에서 보여주는 것처럼 마이크로트론은 펄스 빔

으로 약 4 μ s의 펄스폭을 갖는 부분에서만 빔을 발생시키는 매크로-펄스(60-240 Hz)를 마그네트론에 인가하게 된다. 하나의 4 μ s 매크로-펄스는 약 12,000개의 마이크로-펄스를 포함하고 있다. 4 μ s의 매크로-펄스 시간동안 전자총은 대략 연속적으로 1 A를 내놓지만, 공진가속 조건에 의해서 30°/360°(8 %)만 가속하게 되므로 최대 타겟 전류는 약 89 mA가 된다. 마그네트론으로부터의 제한된 파워와 공진기내 전자들에 의한 부하 효과 때문에 타겟 전류는 대략 다음과 같게 된다.

$$I_n = I_{max} X \frac{10}{n} \quad (3)$$

그러므로 19번째 케도(10.19 MeV)의 타겟전류는 $I_{19} = 47 mA$ 가 되고 최대 회전수 42번째 케도(22.49 MeV)의 타겟전류는 $I_{42} = 21 mA$ 가된다[8].

III 결과 및 논의

3.1 마이크로트론 펄스 측정

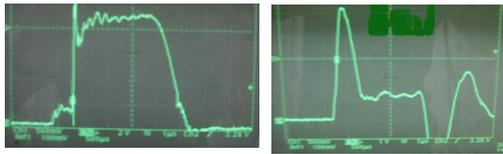
마이크로트론에서 빔을 인출하기 위해서는 4개의 중요한 파라메타 펄스신호인 마그네트론 전류 펄스, 반사파 파워 펄스, 전자총 전류 펄스 및 최종 타겟 전류 펄스를 측정하면 각 시스템이 정상적으로 작동하는지를 판단할 수 있게 된다. 첫 번째로 마그네트론 전류 펄스는 마그네트론에 가속전력을 공급해주는 펄스형 변압기로부터 공급된 전류에 비례한 전압신호 파형을 오실로스코프를 통해 측정 할 수 있다. 마그네트론의 전류 펄스를 측정하기 위해 고전압 전원장치를 0 V에서 서서히 약 20,000 V까지 상승시키면서 마그네트론에서 발생하는 펄스를 측정하게 된다. 이때 고전압이 증가하면서 마그네트론 전류파형도 서서히 증가하게 된다. 정상 동작 값에서 마그네트론 전류는 대략 90 A 정도의 전류가 공급되며 1V/1A 변환율로 약 9.0 V의 펄스파형을 측정할 수 있었다. 마그네트론 전류 펄스를 측정함으로써 고압전원장치, 펄스발생회로 및 마그네트론 동작상태 및 이상 유무를 파악하게 된다.

두 번째 펄스인 반사파 전력 펄스는 전자를 가속시키기 위해 마그네트론에서 공진기로 3 GHz의 공진주파수를 공급한 후 반사된 전력파를 측정하게 되는 데 이 신호로부터 도파관 시스템의 상태를 파악할 수 있었다. 정상적일 때 반사파형이 최소가 되도록 수동으로 공진주파수를 조절하게 되며 반사파형의 중간부분이 거의 제로의 값을 나타내도록 주파수를 조절하

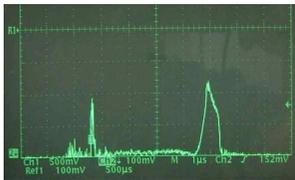
였다. 마이크로웨이브 주파수가 공진 조건에서 벗어나는 경우 이 반사 전력이 증대하게 된다.

세 번째로 전자총에서 발생하는 전자총 전류 펄스를 측정함으로써 전자총의 상태, 전자총에 공급되는 전자총 펄스 변압기의 동작 상태를 파악하게 된다. 이 펄스 또한, 처음 가속을 시키기 위해서는 마그네트론 전류펄스와 함께 서서히 고전압을 증가시키면서 전자총 전류 펄스를 얻게 된다. 10 MV의 전자빔에서는 약 1.1 A의 전류를 얻을 수 있었다. 가속 탱크를 열고 캐소드 교체 후 컨디셔닝 중 처음에는 전자총 전류 펄스에서 설정 전압까지 올리는 중, 많은 먼지들로부터 고전압 스파킹이 발생하며 전류의 급격한 증가 및 파형의 일그러짐을 볼 수 있으나 30-40초 지난 후에 안정되면 정상상태로 본다. 고전압 스파킹이 계속 발생하게 되면 고전압을 낮춘 후 다시 서서히 올리면서 컨디셔닝을 반복하게 된다.

마지막으로 타겟 전류는 모든 가속조건 및 상기의 모든 펄스상태가 정상이고, 인출 파라미터 및 빔라인의 모든 조건이 정상일 때 획득하게 된다. 10 MV의 경우는 설계조건으로부터는 47 mA의 전류를 얻는 것이 가능하지만 이전 전 실제 50 mA의 타겟 전류를 획득하여 사용하였으므로 50 mA의 최종 타겟전류를 획득하고자 하였다. Fig. 5는 이중 최종 타겟전류를 제외한 3개의 중요펄스를 오실로스코프로 측정한 실제 파형을 보여주고 있다. Fig. 5A는 마그네트론의 전류펄스으로써 10A/1V 변환율을 감안하면 약 90 A가 발생함을 보여주고 있다. 이는 마그네트론에서 공진기로 정상적인 가속전압신호를 보내주고 있음을 나타낸다. Fig. 5B는 전자원에서 가속 전자를 공진기로 입사하는 전자총 전류로 1A/1V 변환율로 환산하면 약 1.2A의 정상 전자총 전류 값으로 입사되고 있음을 보여주고 있다. Fig. 5C는 공진기로부터 반사된 전력 펄스 모양으로 최종 타겟 전류를 얻는 시간축인 가운데 부분이 반사전력파의 크기가 거의 제로임을 보여주고 있다. 이는 공진주파수가 잘 조정되었음을 의미한다. 공진주파수가 맞지 않으면 가운데 파형 값은 점점 커지게 된다. 즉, 반사파가 증가하게 된다. 이들 펄스파형의 획득으로부터 마이크로트론은 모든 시스템이 정상적으로 전자를 입사하고 공진기에 가속 전압을 공급하고 있으며 공진주파수가 맞게 설정되었음을 알게 된다. 이런 조건에서 가속되는 전자들을 빔 인출시스템을 통하여 가속기에서 밖으로 인출한 후 빔 전송장치를 통해 치료기까지 전송시켜야 한다.



(A) Magnetron current pulse (B) Gun current pulse
(A) 마그네트론 전류펄스 (B) 전자총 전류 펄스



(C) Reflected power pulse
(C) 반사전력 펄스

Fig. 5. Measured pulse signals for making a diagnosis of function of major parts in the microtron

그림 5. 마이크로트론의 주요 장치의 기능을 진단하기 위한 측정된 펄스 신호

3.2 빔 인출 및 빔 측정

가. 편향관 위치설정 및 빔 인출

전자총에서 발사된 전자들은 균일한 자장내에서 원운동을 하면서 다시 공진기 속으로 입사된다. 입사된 전자들은 거의 빛 속도로 공진기를 재 통과할 때마다 계속 가속하게 되고 궤도반경은 늘어나게 된다. 처음 빔 인출은 위치 가변형 편향관(Deflection Tube)을 통한 후 인출관(Extraction Tube)을 통해 가속기 밖으로 인출하게 된다. 그러므로 편향관의 위치설정은 매우 중요하다. MM22의 경우는 5 MeV부터 22 MeV까지 약 2 MeV 간격으로 11개의 에너지를 편향관을 통해 인출이 가능하다. 편향관은 서보모터 및 인코더로 이루어진 구동부, 편향관의 고정 위치를 표시하는 위치 표시부 및 위치조작부로 구성되어 있다. 10 MV 빔 인출 위치를 파악하기 위해 편향관을 미리 예상 인출위치에 놓고 입구부분에 Green Paper를 붙인 후 약 3초간 빔을 조사해 보았다. Fig. 6에서 보여 주는 것처럼 빔의 편향관 입구부분 중 가운데에 집중적으로 맞아서 구멍이 났으며 가우스분포를 이루는 빔의 모양과 빔의 가속상태가 정상적으로 이루어지고 있음을 알 수 있었다. 이로써 적당한 위치에 편향관이 있음을 알게 되었다. 만약 빔이 맞은 위치가 부적당하면 편향관 위치설정부에서 조정함으로써 위치를 맞출 수 있게 된다.



Fig. 6. Green paper at entrance of deflection tube displayed beam shape after beam on for 3 seconds

그림 6. 3초간 빔은 쏜 후 편향관 입구에서 계측한 빔의 모양

나. 빔 라인에서 빔 인출 및 빔 측정

인출관(Extraction Tube)을 통해 빔을 가속기 밖으로 인출하기 위해 마이크로트론 밖 빔 라인 중 가속기에서 제일 가까운 빔 라인을 절단한 후 빔 라인을 막고 빔 전류를 읽을 수 있는 임시 타겟을 설치하였다. 사포(80 Cw)를 빔 라인에 붙이고 빔이 사포에 조사될 때 발생된 빛을 CCD 카메라를 Fig. 7A와 같은 방식으로 가속기 볼트 안에 설치하고 외부에서 모니터를 통해 빔 상태를 볼 수 있었다. 또한 빔 라인 중 가장 끝부분인 치료기의 첫 휩자석 부분에서 전자빔이 인출되는 것을 보기 위해 동일한 방법을 사용하였다.

Fig. 7A는 치료기의 첫 휩 자석이 있는 빔 라인에서 빔 인출 및 빔 측정을 위해 임시 타겟과 CCD 카메라가 설치된 모습을 보여주고 있다. 마이크로트론에서 빔을 조사 한 후 빔 라인의 빔 파라미터를 조정하면 빔 인출이 가까워지면서 CCD 카메라가 방사선 피폭을 받게 되고 모니터상에 하얀 점의 숫자가 많아지게 된다. 이를 참고로 하얀 점의 숫자가 많아지도록 빔 튜닝을 계속하면서 빔을 인출할 수 있었다. Fig. 7B는 최종 빔 라인에서 빔 인출시 사포에 맞아 발광하는 빔의 실제 모양을 CCD 카메라와 모니터를 통해 보여주고 있다. 빔 튜닝을 통해 빔의 크기를 늘려 갈 수 있었다. 빔 튜닝 파라미터로는 스위칭 자석, 휩 자석과 같은 민감한 부분을 먼저 튜닝하고 다음으로 4극자석, 방향조정자석순으로 시도하였다.

빔 인출이 시작되면 실시간으로 사포에 조사된 빔이 발광하여 빔의 위치를 알 수 있었으며 또한, 임시 타겟에 조사된 빔 전류 값은 오실로스코프상에서 측정할 수 있었다. 빔 인출 및 빔 라인 파라미터를 조

정하면서 빔 인출전류를 증가시킬 수 있었는데 이때 전자선원의 위치 및 방향, 편향관의 위치, 가속기내 trim 코일의 값 및 빔 라인의 전자석의 값 등이 빔 전류 값을 더 늘리는데 모두 기여함으로 최적의 빔 튜닝기술과 많은 경험이 필요하게하다.



(A) System setup scene of temporary target for measuring beam current and CCD camera for monitoring beam shape.
 (B) Beam extraction scene after electron beam bombards at the sand paper attached on beam line terminal

(A) 빔 모양 모니터링을 위한 CCD와 임시타겟이 설치된 장면
 (B) 빔라인에 부착된 사포에 전자빔 조사 후 발광하는 빔 인출장면

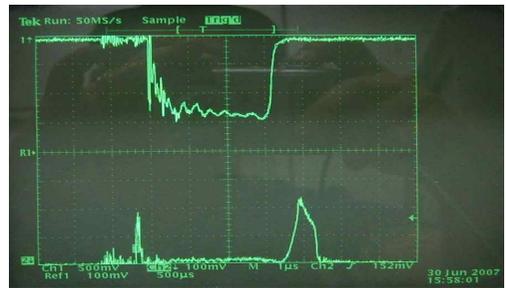
Fig. 7. Beam extraction trial at the beam line of a bending magnet in the gantry
 그림 7. 치료기내 휨 자석에서 빔 인출

다. 치료기에서의 빔 인출 및 빔 측정

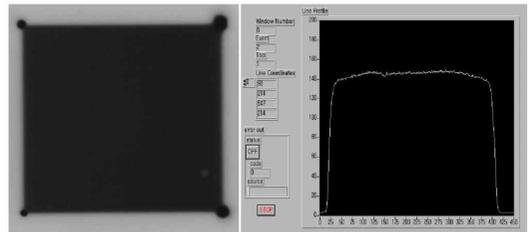
빔 라인에서의 빔 인출성공 후 최종적으로 치료기 내부에 장착된 타겟까지 전자빔을 수송한 후 빔을 측정하였다. 치료기 금 타겟에 전자빔이 입사되면 X-선으로 변환하게 된다. 치료기 내부에는 약 90°씩 빔이 바뀌는 휨(Bending) 전자석이 3개 있으며 X-Y 4극 전자석이 각각 2개 및 빔 위치조정 자석 및 빔을 중앙으로 위치시키기 위한 서보 시스템으로 구성되어 있다. 또한 이온함을 통한 빔 계측장치 및 아날로그형 빔 위치 표시장치 등이 있다. 그러므로 치료기에서의 빔 인출 및 측정은 하드웨어의 모든 시스템이 정상적으로 이루어지고 있음을 나타낸다. Fig. 8A는 치료기 내의 타겟을 통해 읽은 최종단의 빔 전류 값을 나타내고 있다. 타겟전류는 10 mA/0.5 V 변환율을 감안하면 약 30 mA의 타겟전류 값(위쪽)을 획득하였다. 이때 반사전력 펄스(아래쪽)도 함께 보여주고 있다.

방사선 치료기의 치료 빔 성능을 검증하는 방법으로 필름(코닥, X-omat V)에 일정량의 방사선을 조사한 후 그 광학적 밀도를 측정하는 방법을 주로 사용하고 있다. 이 검증을 통해 방사선치료기의 빔 평탄도 특성 및 치료기 성능을 평가하게 된다. 이를 위해 필름위에 정확하게 해당 필드를 표시한 후 방사

선 조사기의 조사위치 SSD 100 cm에 위치시킨 후 필드크기는 10x10 cm²를 사용하였다. 본 실험에서는 100 MU을 기준으로 하여 방사선을 조사하였다. 방사선 조사를 마친 필름은 필름디지털라이저로 디지털 영상으로 변환 한 후 LabView IMAQ Vision Builder(NI사, 미국)를 이용하여 X-축방향의 흑화도 분포 값을 읽어 빔의 편탄도, 빔 조사영역 및 빔 분포를 알 수 있었다. Fig. 8B는 10 MV X-선을 SSD 100 cm, 조사면적 10x10 cm²에서 100 MU을 조사한 후 얻은 필름의 평탄도로 기술기 약 3 % 미만의 빔을 얻을 수 있었다.



(A) Target current and reflected power pulse of 10 MV X-ray at final target in treatment head
 (A) 치료기에서의 타겟전류(위쪽)와 반사 전력파(아래쪽)



(B) Film measurement with X-omatV film(left) and flatness of the 10MV X-ray(right) after irradiating 100 MU at SSD 100 cm and field 10x10² cm
 (B) SSD 100 cm 와 조사야 10x10² cm에서 100 MU을 조사한 후 얻은 필름의 흑화도와 빔의 편평도

Fig. 8. Target current and beam measurement with X-omatV film on 10MV X-ray in final stage
 그림 8. 최종단에서의 타겟전류와 10MV X-선 빔을 X-omatV 필름으로 측정

이는 치료기준에도 적합한 정도의 빔 평탄도를 보여주고 있다. 그러나 치료기의 모든 방향에서 같은 결과를 얻기 위해서는 보다 정밀한 튜닝이 필요하며 다양한 전자선에 대한 빔 인출 시도와 빔 출력에 대한 심부선량 측정 등은 차후 진행될 예정이다.

IV. 결론

1986년 11월부터 2006년 2월말까지 암 치료용으로 사용되던 국내 유일의 MM22 마이크로트론을 교육 및 연구용으로 전환하여 사용하기 위해 이전 설치를 완료하였다. 마이크로트론의 각 장치별 특성을 살펴 보았으며, 연구 및 교육용 장비로 사용하기 위해 빔 인출을 시도하여 전자 빔을 X-선 10 MV의 경우 30 mA까지 인출하는데 성공하였다. 또한, 10 MV X-선을 SSD 100 cm, 조사면적 10x10 cm²에서 100 MU를 조사한 후 얻은 필름의 평탄도로 기울기 약 3 % 미만의 빔을 얻을 수 있었다. 특성이 좋은 전자 빔을 이용한 생명과학 분야로의 응용이 현실적으로 필요하다고 인식되고 있으므로, 전자 빔의 다양한 응용분야 개발이 기대된다. 앞으로 보다 정교한 빔 인출시도 또한 필요하며 더욱 다양한 전자선 에너지에 대한 빔 인출 시도 또한 필요하다. 연구 및 교육용 마이크로트론의 설치 완료와 더불어 방사선 의료기기의 유지 보수기술 분야 및 방사선의료장비의 품질관리 기술분야 및 방사선 계측 기술분야, 방사선 장비 이용 분야 및 생명과학분야의 연구 활성화를 위한 방사선 조사분야, 방사선치료응용 분야 등의 연구 및 교육장비로 활용이 가능하리라 본다.

참고문헌

- [1] V.I. Veksler, A new method for acceleration of relativistic particles, Physics, 1944
- [2] Waldemar Scharf, Particle Accelerators, Harwood academic publishers, pp.411-428, 1986
- [3] S.Rosander, "The development of the microtron", Nuclear Instrument and Methods 177, pp.411-416, 1980
- [4] H. Svensson, "A 22MeV microtron for radiation therapy", Acta. Radio. Ther. Phys. Bio. 16, pp.145-152, 1977
- [5] S.Rosander, "50MeV racetrack microtron", Nuclear Instrument and Methods 204, pp.1-20, 1982
- [6] J.S.Bak and D.H.Lee, "Design Features and Operating Characteristics of the MM-22 Microtron for Radiotherapy", J..of Korean Nuclear Society, Vol 22, No 4, Dec., pp.380-388, 1990
- [7] MM22 manual B550, scanditronix medical, volume1-volume11, 1982
- [8] 이동훈, "의료용 마이크로트론의 특성과 범용 다이오드에 의한 치료방사선 검출기의 특성에 관한 연구", 원자력의학원 보고서, pp.1-48, 1993
- [9] A. Brahme, "Microtrons: development, Principles and application in radiation therapy", bombay workshop on physical aspects of high energy electron accelerators in radiation therapy, 1982
- [10] R.E.George, "Characteristics of an MM22 medical microtron 21MV photon beam", Int.J.Rada. Oncol. Biol. Phys. Vol.11. pp.1221-1224, 1985

저 자 소 개

이 동 훈 (정회원)



1987년 인하대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

1993년: 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)

2001년: 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)

1987년10월~2006년2월 원자력

의학원 방사선의학연구센터 책임연구원

2006년 3월~현재 : 동명대학교 의용공학과 조교수
<주관심분야> 의용전자시스템, 의료영상처리시스템, 방사선의료기기 및 연구기기