

의료용 선형 가속기에서 발생된 X-선의 에너지 분포에 대한 고찰

김진기, 김정홍
전북대학교 물리학과

김부길
전북대학교 의과대학 의공학과

초 록

다양한 의료용 선형가속기의 출현으로 인한 방사선 치료분야의 폭넓은 활용에 따라 정확한 선량측정이 중요한 문제중의 하나가 되어왔다. 따라서 정확한 선량계산이나 새로운 선량계산 모델을 위해서 X-선의 조사면에 따른 에너지 분포에 대한 연구가 필요하다.

본 연구에서는 의료용 선형가속기에서 발생된 X-선의 에너지 분포특성 및 기하학적 구조의 영향 요인 연구에 몬테-칼로 방법의 적용성을 자료분석에 의한 모의시험 계산값과 선량분포계산, 물에서 HVL 및 측정된 자료와 비교하여 알아 보았다.

기대한 것 처럼 X-선 빔의 측면경에 따른 평균에너지 변화로부터 빔의 발생특성과 treatment head부분의 기하학적 구조 영향에 기인한 에너지 분포가 중심선 속으로 부터 멀어져 감에 따라 적어짐을 알 수 있었다.

I. 서 론

방사선 치료기술의 발전에 수반하여 다종다양한 의료용선형가속기의 출현으로 이용가능한 방사선의 에너지 및 종류도 폭넓게 되었다. 특히 메가볼트(Megavoltage)영역의 광자빔은 치료용 방사선으로 폭넓게 활용되고 있다. 그러나 이러한 활용에 상반되게 인체피폭 위험등이 나타남에 따라, 의학물리 분야에서 정확한 선량측정이 중요과제중의 하나가 되어왔다. 따라서 정확한 선량계산이나 새로운 선량계산 모델을 위해서 X-선의 조사면에 따른 에너지 분포에 대한 연구가 필요하다. 또한 전리조 측정량을 선량으로 변환하기 위한 요인들을 (stopping-power ratio, mass-energy 흡수계수등) 결정하는데도 필요하다. X-선 에너지 스펙트럼에 관한 많은 연구가 진행되고 있는데^{1,2}, 실제로 고강도의 X-선 빔에 대한 에너지 스펙트럼을 직접 측정하는데 어려움이 많기 때문에 측정된 narrow-beam transmission 자료로부터 에너지 스펙트럼을 얻기 위한 재구성 방법이나, 컴프런 산란된 광자의 분광학으로부터 에너지 스펙트럼을 유도하고 있다.

본 연구에서는 의료용 선형가속기에서 발생된 X-선의 에너지 분포에 대하여 기하학적 구조의 영향요인 연구에 Monte Carlo (MC) 방법의 적용 타당성을 자료분석에 의해 모의실험 계산값과 선량분포계산³, 물에서의 half-value layer(HVL), 측정된 자료에서 비교하여 알아 보았다. MC 방법에 의한 스펙트럼의 타당성 증명을 위해 측정된 선량자료(depth dose)와 비교하였으며 에너지 스펙트럼의 정확성을 위해 물에서의 HVL를 계산하여 Hanson의 측정치¹⁰와 비교하였다.

II. X-선의 에너지 분포

고 에너지 전자들이 가속구조로 부터 방출됨에 따라 지름이 2mm정도의 pencil beam 형태가

된다. 이러한 빔은 휘자석(Bending Magnet)에 의해 적절한 각(90° , 270°)으로 방향이 전환되어 전자빔형태로 사용되거나 head내의 target에 충돌하여 X-선을 생성시킨다. (X-선의 물질과 상호작용은 잘 알려진 바와 같이 광전효과, 콤프턴효과, 쌍생성효과 그리고 물질에 따른 투과 및 흡수효과가 그 주된 내용이다.)

선형가속기(LINAC)에서 발생된 X-선의 에너지분포는 target에 입사된 전자빔이 제동복사 형태의 상호작용에 의한 결과로 입사에너지와 같은 최대 에너지를 갖는 X-선 에너지 스펙트럼으로 변환된다. 빔의 평균 광에너지는 거의 최대 에너지 1/3정도이다. Fig 1에서 보는 바와같이 treatment head는 고밀도의 차폐물질로 두꺼운 보호막을 가지고 있는데 그 내부는 순서적으로 살펴보면 먼저 target button으로 Bremsstrahlung photon을 생성시키고 일반적으로 텅스텐이나 금으로 만들어지며 입사전자 대부분을 흡수할 수 있을 정도로 두껍다. 다음은 target baking인데 이는 열전도를 빠르게 할 목적으로 제작된다. 그 다음 primary collimator는 텅스텐등으로 만들며 target을 기점으로한 원추형 형태를 갖는다. 그리고 메가볼트(Megavoltage) 영역에서 전자에 의한 X-선의 감도는 입사방향 중심이 강하게 되기 때문에 빔의 강도를 전체적으로 균일하게 만들기 위해 중앙은 두껍고 가장자리에 얇게 만들어서 광빔으로부터 전자를 걸러내고 광빔의 반경분포를 개선하는데 도움을 주는 flattening filter를 삽입한다. 그 다음이 검사용 전리조 그리고 secondary collimator로, primary collimator와 같은 형태로 되어 있다. 마지막 구성은 collimating jaw로 아래위 두쌍이며 target을 기점으로하는 직각콘 형태를 갖는다. X-선의 에너지 분포는 이러한 Treatment Head의 기하학적구조의 영향을 받을것으로 예상된다. 즉 X-선 발생원과 검출면사이의 산란 및 흡수되어질 물질, 그리고 X-선 발생원과 Head구성요소의 크기, 형태, 재질등이 그것이다.

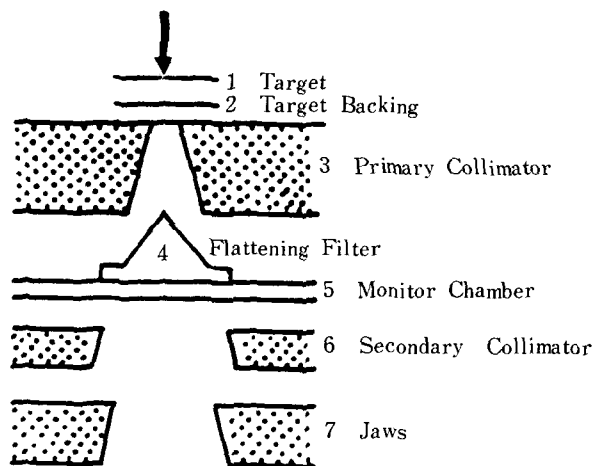


Fig 1

의료용 선형 가속기에 의한 X-선빔의 통계적 특성과 LINAC의 수학적 모델화가 문제시 되기 때문에 electromagnetic cascade shower를 정확하게 분석하여 다룬다는 것은 어렵다. 하지만 무작위수를 사용해 연속적으로 전개되는 과정을 확률적으로 표현하는 모의실험인 Monte Carlo (MC) 방법은 이 분야에 잘 어울린다. 이 방법은 명확한 결과를 제공할 수 있는 수단으로 생각할 정도로 충분히 개발되어 많은 분야에서 응용되고 있다. 본 연구에서 언급한 MC¹¹는 광빔의 전자오염^{12, 13}이나 광검출 응답함수¹⁴ 같은 현상을 연구하는 다른 의학물리 분야에도 잘 적용되고

있다.

입자의 이동경로, step size, 에너지손실, 상호작용형태, 그리고 입자의 방출각등이 적절한 확률분포와 다른 물리적 자료로부터 MC에 의해 무작위로 표본 추출되어지고 전자나 광자 개개의 입자들이 기하학적 구조를 벗어나거나 한정된 에너지 정도로 에너지가 감소될때까지 모의실험이 진행된다. X-선의 에너지 분포는 X-선 Target으로 부터 정해진 거리에서 중심선에 대한 수직면의 동심원상에 기록하는 형태로 다루었다. 광자빔이 target으로 부터 flattening filter와 collimating system의 구성요소를 통해 조사된 면은 중심선에 대해 환영역(Nonuniform Intervals:Bins)으로 나누어지고 각 환영역에는 검출면을 통과하는 각 에너지 간격내의 광자의 수가 기록된다. i 번째 환은 반경 r_{i-1} 과 r_i 사이의 영역에 대응되고 비슷하게 j 번째 에너지계는 E_{j-1} 과 E_j 사이간격에 대응한다. 예를 들어 $E_{j-1} < E < E_j$ 사이의 에너지를 가지고 Fig.2의 점 P에 위치한 광자는 i 번째 환과 j 번째 에너지계에 놓이게 될 것이다. 여기서 벡터 v 는 관측점에 대한 source S의 방향이고, 벡터 u 의 방향은 v 에 대한 광자의 각 분포로 기술한다. 이 연구에서 X-선에너지분포 계산을 위해 이러한 MC방법을 살펴본 가장 큰 잇점은 X-선 발생의 통계적 특성과 잘 어울린다는 점과 실험적으로 측정할 수 없는 양인 각분포까지도 구하는데 사용될 수 있고, 에너지 스택트럼의 빔의 중심주에서 뿐만 아니라 주변영역에서 동시에 발생할 수 있다는 점을 들 수 있다.

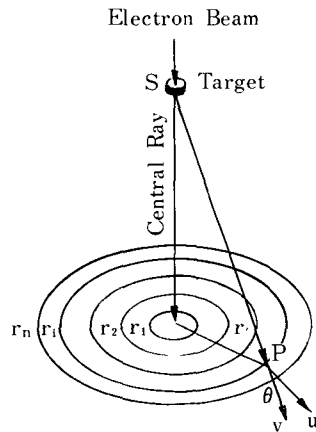


Fig 2

계산상에서 제동복사에 의한 방사선의 방출 방향은 전자에너지가 적은 양만 손실된 후의 거의 무작위한 방향으로 확산되는 것을 고려하며 등방성으로 가정하였다. 따라서 전자의 초기방향과 제동복사에 의한 X-선 방향 사이의 보정이 필요없다. Cut-off 에너지는 광자의 경우 0.01 MeV, 전자는 1MeV로 정하였으며, 이 모의실험의 정밀도는 통계적 불확정도를 줄이기 위해서 가능한 컴퓨터 동작시간의 양에 의해 초기에 한정된다. 따라서 이러한 결과는 스펙트럼 측정에 사용한 실험적 기술의 정확도 형태와는 무관하다.

III. 결과 및 토의

입사전자빔이 스펙트럼의 퍼짐이 없는 6MV 단일 에너지로 가정하고 텅스텐 target에 조사하여 X-선을 발생시켰다. X-선 발생점과 관측면과의 거리(SSD)가 100cm인 경우로 Fig.3에 X-선 에너지

분포를 표시하였다. 실선은 반경 0-2cm의 중심부에서 스펙트럼이고 점선은 반경 10cm~15cm 사이의 환 영역 스펙트럼이다. 여기에서 스펙트럼이 가장자리보다 중심부에서 강하다는 걸 나타낸다. 또 중심부 (0~2cm)에서 평균에너지 $\langle E \rangle$ 는 1.90MeV이고 가장자리부분(10~15-4cm)에서 1.70MeV였다. 그리고 flattening filter와 collimatint system이 없는 상태 즉 target과 target backing 만 있을때 같은 영역에서 평균에너지는 각각 1.30, 1.25MeV였다. 이러한 비교에서 기대한 것처럼 flattening filter는 가장자리 부분보다 중심의 빔을 더 강하게 한다.

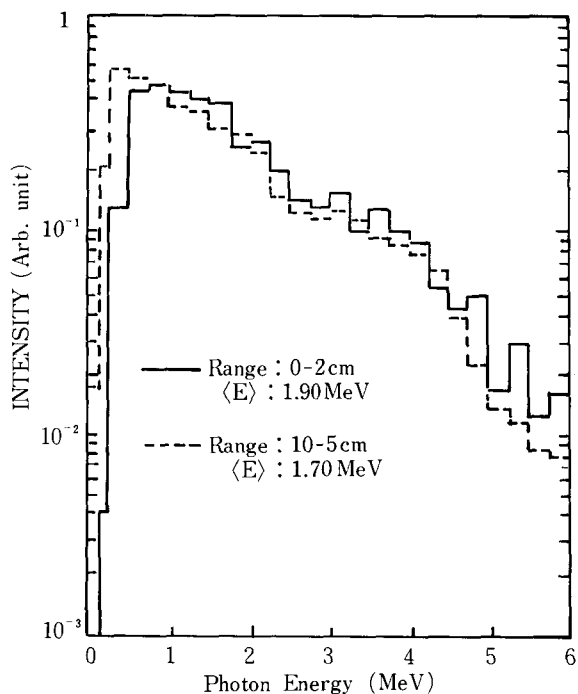


Fig 3

Head의 기하학적 구조에 따른 효과로 target으로부터 관측면까지 적절하게 산란되어진 X-선은 93.0%가 충돌없이, 3.0%가 primary collimator에 산란, 3.7%가 flattening filter에 그리고 0.3%가 secondary collimator와 jaws에 의해 산란되어짐을 알았다. 산란된 광자로 대부분 전방향으로 전이하므로 모든 X-선은 target으로부터 발생된다고 가정할 수 있다.

에너지 영역에 따라 중심선속으로부터 측면의 반경함수로 광자 평균 에너지에 대한 분포를 Table 1에 비교하였는데 가속기의 평균에너지 $\langle E \rangle$ 가 명목상 에너지보다는 급격하게 증가하지는 않았다. 예로 명목상에너지에 대한 평균에너지의 비가 4MV경우 0.38과 15MV경우 0.27과 비교된다.

에너지 스펙트럼의 타당성을 위해서 isocenter에서 측면으로 12cm지점의 에너지 스펙트럼을 이용하여 물에 대한 tissue-maximum ratios(TMR's)를 계산하고 측정치¹⁵와 비교하여 Fig. 4에 표시하였다. 좋은 일치치를 보이는데 증강영역내에서의 약간의 불일치는 이론적 선량계산 모델에서 제외한 광자빔의 전자오염과 반경에 따른 에너지 분포의 변화에 기인한 것으로 생각된다. 또한 중심선속으로부터 반경에 따른 에너지 변화에 대해 물에서 HVL를 계산하고, 타당성 검증을 위해 Hanson의 측정치와 비교(Fig. 5)에서 적절하게 일치함을 알 수 있었다. Hanson의 측정치는 이온화가 절반으로 줄어드는 물기둥의 두께를 표시한다.

Table.1 Photon mean energy as a function of radial distances

Radial distance	E(MV) $\langle E \rangle / E$	Mean Energy			
		4	6	10	15
0-2		1.51	1.90	2.97	4.11
2-3		1.41	1.91	2.88	3.94
3-5		1.38	1.88	2.80	3.88
5-10		1.34	1.81	2.52	3.58
10-15		1.27	1.70	2.23	3.28
15-20		1.17	1.51	1.92	3.03

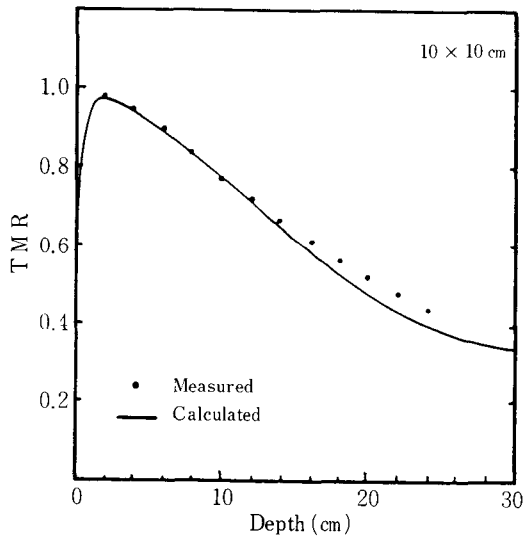


Fig 4

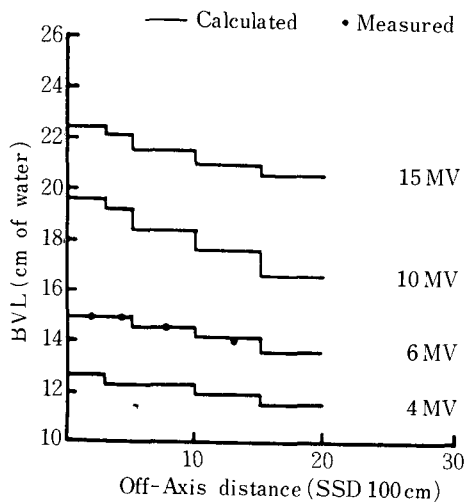


Fig 5

IV. 결 론

본 연구에서 의료용 선형가속기에서 발생된 X-선빔의 에너지 분포특성 및 MC 방법의 적용 타당성을 자료분석으로 논의하였다. 이러한 논의 결과들로부터 에너지 스펙트럼 분포에 대한 연구는 정확한 선량계산에 필요하고 X-선 빔의 축반경에 따른 평균에너지 변화로부터 빔의 발생특성과 flattening filter 형태에 기인한 에너지 분포가 중심선속으로부터 멀어져 감에 따라 적어짐을 알 수 있었다. 또한 에너지 분포는 의료용 가속기 treatment head부분의 기하학적 구조와 밀접한 관계가 있었다. 특히 Flattening Filter가 변화의 큰 요인이었다. MC 방법을 이용한 에너지 스펙트럼 및 그것을 기초로한 선량분포계산은 측정치와 비교하여 일반적으로 잘 일치하였고 물에서 HVL 계산치도 Hanson의 실험결과와 잘 일치하였다.

앞으로 보다 정확한 선량측정과 피폭저감 및 LINAC의 효과적인 사용을 위해서 X-선빔의 전자오염, 광검출 응답함수등에 많은 연구가 진행되어야 할 것으로 본다.

참고문헌

1. W. Swindell: A 4-MV CT scanner for radiation therapy; spectral properties of the therapy beam: *Med. Phys.*, 10; 347-351 (1983)
2. R. E. Bentley, J.C. Jones, and S.C. Lillcrap: X-Ray Spectra from Accelerators in the range 2 to 6MV *Phys. Med. Biol.*, 12; 301-314, (1967)
3. K.A. Jessen: Measurements of Primary spectra from a kilocurie ^{60}Co unit and a 6 MV Linear Accelerators: *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.*, 12; 561. (1973)
4. L. B. Levy, R.G. Waggener, W.D. McDovid and W.J. Payn: Experimental and calculated bremsstrahlung spectra from a 25-MeV linear accelerator and a 19-MeV betatron: *Med. Phys.*, 1, 62-67 (1974)
5. R. Nath and R.J. Schulz: Determination of high-energy X-ray spectra by photoactivation: *Med. Phys.*, 3; 133-141 (1976)
6. P.H. Huang, K.R. Kase and B.E. Bjarnagard: Reconstruction of 4-MV bremsstrahlung spectra from measured transmission data: *Med. Phys.*, 10, 778-784 (1983)
7. G. Brnea, C.E. Dick: Monte Carlo studies of X-ray scattering in transmission diagnostic radiology: *Med. Phys.*, 13, 490-495 (1986)
8. K. Ham, D. Ballon: Monte Carlo simulation of a cobalt-60 beam: *Med. Phys.*, 14, 414 (1987)
9. C.S. Chui, R. Mohan and Lidofsky, *Differential Pencil Beam Dose Computation Model*: *Med. Phys.*, 11, 392 (1984)
10. W.F. Hanson, L.W. Berkley and M. Peterson: Off-axis beam quality change in linear accelerator X-ray beams: *Med. Phys.*, 7, 145 (1980)
11. R.L. Ford, W.R. Nelson: The EGS Code system: SLAC No. 210 (1978)
12. P.L. Petti, M.S. Goodman, and R. Mohan: Investigation of build up does from electron contamination of clinical photon beams: *Med. Phys.*, 10, 18-24 (1983)
13. P.L. Petti, M.S. Goodman, J.H. Sisterson, B.F. Biggs: Sources of electron contamination for the Clinac-35 25-MV photon beam: *Med. Phys.*, 10, 856-861 (1983)
14. D.W.O. Regers: More Realistic Monte Carlo Calculations of Photon Detector Response Functions: *Nucl. Ins. Methods.*, 199; 531-548 (1982)
15. N.C. Ikoreo, D.J. Johnson: Characteristics of the 6-MV photon beam produced by a dual energy linear accelerator: *Med. Phys.*, 14, 93-97 (1987)

Energy Distribution of X-rays from Medical Linear Accelerator

J.K.Kim, M.S, J.H.Kim, Ph.D.,

Department of Physics, Chonbuk National University, College of Natural Sciences, Chonju
560-756

B.K.Kim

Department of Medical physics & Engineering, Chonbuk National Universtiy, College of
Medicine, Chonju 560-756

Abstract

For accurate treatment planning, new models of dose calculations are being developed which require the knowledge of the energy spectra and angular distributions of the X-rays incident on the surface of the material. In this present study, we applied the Monte Carlo methods to the systematic analysis of the spectra distribution of X-ray beams produced by medical linear accelerator. As expected, the spectra become softer as the distance is farther from the central axis. also, its influenced by the geometrical effect of head system.