

치료용 광자선의 전자오염에 대한 몬테카를로 시뮬레이션

서울보건대학 방사선과
정갑수 · 고신관 · 양한준 · 한창열

-Abstract-

Monte Carlo Simulation for Electron Contamination of Photon Beam

Kap Soo Chung · Shin Kwan Ko · Han Joon Yang · Chang Yul Han
Dept. of Radiologic Technology, Seoul Health College

We calculated the energy distribution and the percentage depth-dose at 10 cm in a 10×10 cm² with a photon beam at SSD of 100 cm by using a Monte Carlo Simulation. PDD is used as a beam-quality specifier for radiotherapy beams. It is better than the commonly used values of TPR or nominal accelerating potential.

The presence of electron contamination affects the measurement of PDD, but can be removed by the use of a 0.1 cm lead filter. It reduces surface dose from contaminant electrons from the accelerator by more than 90% for radiotherapy beams. The filter performs best when it is placed immediately below the head.

An electron-contamination correction factor is introduced to correct for electron contamination from the filter and air. It converts PDD which includes the electron contamination with the filter in place into PDD for the photons in the filtered beam. The correction factor can be used to determine stopping-power ratio. Calculations show that the values of water-to-air stopping power ratio in the unfiltered beam are related to PDD.

I. 서 론

고에너지 선형가속기로 환자를 치료할 때 표면선량이나 피부선량은 조직 피하층에 조사되는 최대선량보다 매우 작아진다. 이러한 skin sparing effect는 고에너지 치료 장치의 특징 중의 하나이다. X선 또는 광자선 치료시 표면선량은 후방산란 방사선과 전자의 오염에 기인한다. 또한 방사선치료에 사용되는 모든 광자선은 2차 전자선으로 오염된다는 것은 잘 알려진 사실이다. 이러한 2차 전자선은 광자선이 공기나 콜리메터 또는 다른 물질과의 상호작용으로 만들어지는 것으로서 깊이에 따른 광자선의 재생영역에 어떠한 영향을 미치는지는 아직도 논란의 여지가 있다.

최근 Kosunen 등의^{1,2)} 논문에 의하면 높은 표면선량은 저에너지 광자선에 의한 것이라고 제안되었다. 또 다른 연구자들은³⁻⁵⁾ 선형 가속기의 콜리메터 시스템에서 만들어진 전자 또는 가속기와 환자 사이에서 광자선이 공기와 상호작용하여 만들어진 전자에 의한 것이라는 주장을 하고 있다. Biggs 등은⁶⁾ 선형 가속기에서 방출되는 25MeV 광자선에 대해 재생영역에 전달된 선량증가는 전자선의 오염에 의한 것으로 재생영역에서 약 10%의 선량증가를 보였다고 주장했다.

본 연구에서는 방사선치료에 사용되는 광자선에서 전자에 의한 오염정도를 알아보기 위해 몬테카를로 시뮬레이션(Monte Carlo simulation)으로 재생영역에 대한 광자선의 선량분포를 계산하고 치료용 선형가속기의 6, 10 MV 광자선에서 전자오염의 효과를 조사하기 위하여 전리조를 이용한 실제 측정값을 비교하고자 한다. 이를 토대로 환자 치료시 적정량의 방사선량을 줌으로써 정상 조직과 주요 장기를 보호하는데 큰 기여를 할 것으로 기대된다.

II. 대상 및 방법

1. 몬테카를로 시뮬레이션

광자선 방출의 구조적인 성질과 선형가속기의 형태를 수학적으로 모델화하는 것이 어렵기 때문에 방사선에 대해 정확하게 분석한다는 것은 매우 어려운 일이다. 몬테카를로 시뮬레이션은 이러한 적용에 이상적인 분석 방법이지만 통계적으로 의미있는 결과를 얻기 위해서는 많은 시간이 필요하다는 단점이 있었다. 그러나 최근 컴퓨터의 계산능력이 향상됨에 따라 치료방사선의 여러 영역에서 몬테카를로 시뮬레이션⁷⁻¹²⁾을 이용하여 모의 실험이 행해

지고 있다.

몬테카를로 시뮬레이션을 사용하여 표면선량과 깊이에 따른 선량분포를 얻기 위한 컴퓨터 코드 시스템은 EGS4 (Electron Gamma Shower)¹³⁾로서 보조 코드인 PEGS4와 더불어 다양한 매질과 사용자 정의에 의한 기하학적인 형태에서 전자와 광자의 상호작용을 기술할 수 있다. EGS4 코드의 장점은 어떠한 매질에서도 계산될 수 있으며 기하학적 형태에 제한을 받지 않는다는 것이다

몬테카를로 계산에 사용된 EGS4 코드 시스템은 크게 입자의 기하학적인 구조에서 전자나 광자의 에너지전달을 계산하는 메인 부분과 계산에 필요한 물리적 데이터를 생산하는 PEGS4 코드, 그리고 기하학적인 구조를 입력하거나 원하는 결과를 계산하는 사용자코드로 구성되어 있다.

전자선의 오염에 대한 원인을 규명하기 위하여 다음과 같은 세 단계의 과정에 따라 모의 실험을 수행하였다. 먼저 치료용 가속기의 상부 구조와 flattening filter 사이의 전자와 광자를 추적 조사하여 각각의 입자들에 대한 에너지, 위치, 방향에 대한 함수를 기록하였다. 이러한 분포 함수들은 입사입자들의 성질을 나타내며, 다음 단계의 시뮬레이션에 이용되었다. 두 번째로 콜리메터와 공기를 지나가는 입자들을 추적하고 공기 중에 생성된 전자들의 개수를 계산하였다. 마지막으로 콜리메터와 상호작용하거나 산란된 입자들을 제거한 다음 두 번째 단계를 되풀이

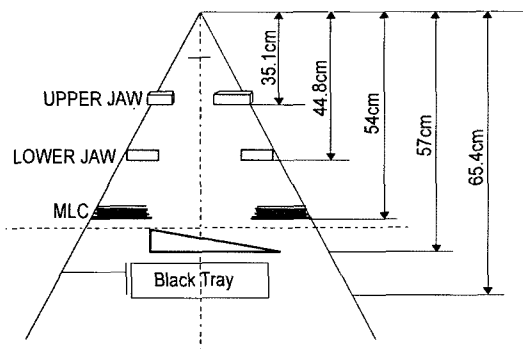


Fig. 1. Schematic Diagram of the Collimator Head

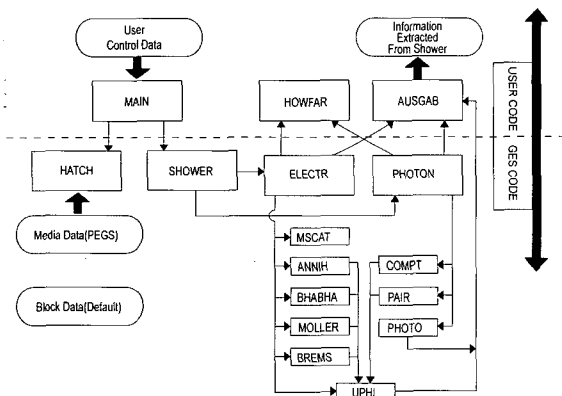


Fig. 2. EGS4 Code System

하였다.

본 연구에서는 원통형 기하구조에서 DOSRZ 사용자코드를 사용하여 물팬텀으로 입사하는 광자선에 대해 중심축의 깊이에 따른 선량을 계산하였다. 이러한 계산은 점선원에 대하여 팬텀 표면 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 의 조사면과 SSD 100cm에서 이루어졌다. Fig. 1은 치료용 선형가속기의 상부구조를 나타낸 것이다.

또한 물과 공기에 대한 저지능비를 계산하기 위하여 DDSPR 사용자코드를 사용하였다. DDSPR 코드에 사용된 광자선의 입력 스펙트럼은 DOSRZ 코드의 입력 스펙트럼에 다양한 필터와 공기를 지난 후의 스펙트럼을 합한 값이다. 이때 DOSRZ 코드에 사용된 입력 스펙트럼은 Al, Pb, Be 표적에 입사한 10, 15, 20, 25, 30 MeV의 전자선에 의해 발생된 측정 광자선 스펙트럼이고 필터를 통과한 스펙트럼은 ACCEL 코드를 사용하여 계산하였다. 계산 과정에서 광핵반응 (γ, p)과 (γ, n)은 무시하였다. Fig. 2는 몬테카를로 시뮬레이션에 사용된 EGS4 코드 시스템의 개요도이다^{14,15)}.

2. 전리함을 이용한 선량측정

방사선에 의한 재생영역에서는 깊이에 따른 선량분포가 큰 차이를 보이므로 측정기의 크기는 가능한 작아야 한다. 따라서 본 실험에서는 전리함 PR-06C(0.65cc)와 전위계(Capintec 192)를 사용하였다. 이때 사용된 치료용 가속기는 CLINAC 2100C/D(Varian, U.S.A)로서 광자선의 에너지는 6, 10MV이고 Welhoffer 700 시스템과 물팬텀을 이용하여 PDD를 측정하였다.

III. 결 과

방사선 치료에 있어서 광자선에 대한 PDD는 일반적으로 사용되는 TPR이나 관전압보다 빔의 선질을 잘 기술해 준다. 먼저 실험값을 구하기 위하여 치료용 가속기, 선량측정 시스템, 전리함 등을 이용하여 깊이에 따른 PDD를 측정하였다. Fig. 3과 Fig. 4는 SSD 100cm, 조사면 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 에서 광자선 에너지 6, 10MV일 때 PDD 측정곡선을 보여준다.

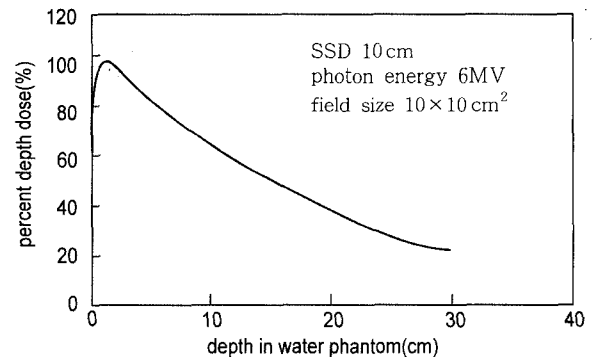


Fig. 3. Central Axis Depth-Dose Distribution

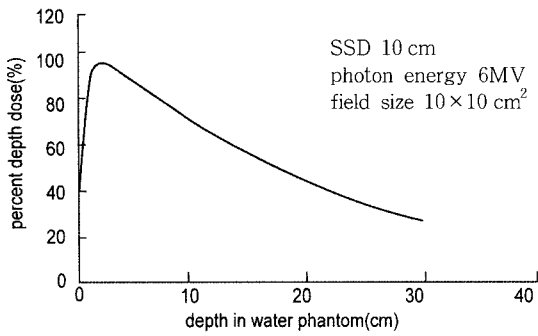


Fig. 4. Central Axis Depth-Dose Distribution

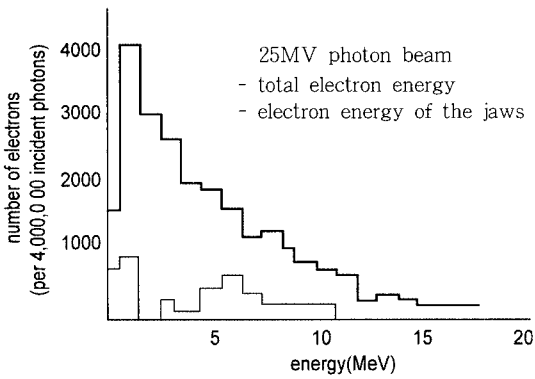


Fig. 5. Comparison of the Electron Energy Distribution

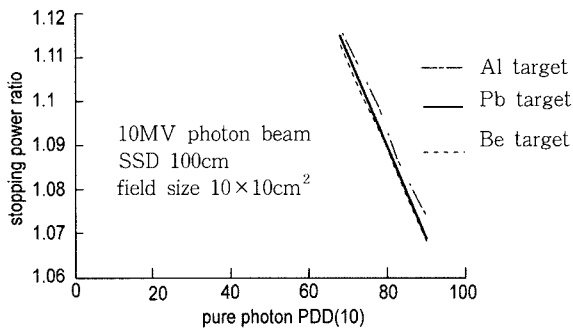


Fig. 6. Stopping Power Ratio(w/a) vs PDD at 10 cm

몬테카를로 시뮬레이션을 이용하여 25MV 광자빔이 콜리메이터 상부와 상호작용하여 발생된 전자들의 에너지분포를 계산하였다^{16,17)}. Fig. 5에서 위의 그래프는 전자들의 전체 에너지를 보여주는 것으로 가장 많이 발생하는 전자들의 에너지는 약 1.5MeV이고, 약 40%가 5MeV 이상의 에너지를 가지고 있는 것으로 나타났다. 아래의 그래프는 광자빔이 콜리메이터의 jaw와 상호작용하여 발생된 전자오염을 보여준다.

또한 PDD와 저지능비를 계산하여 두 인자의 함수관계를 알아 보았다^{18,19)}. Fig. 6은 전자선을 각각 Al, Pb, Be 표적에 입사시켜 그때 발생하는 10MV 광자빔에 대하여 SSD 100 cm, 조사면 10×10 cm², 물팬텀 깊이 10 cm에서

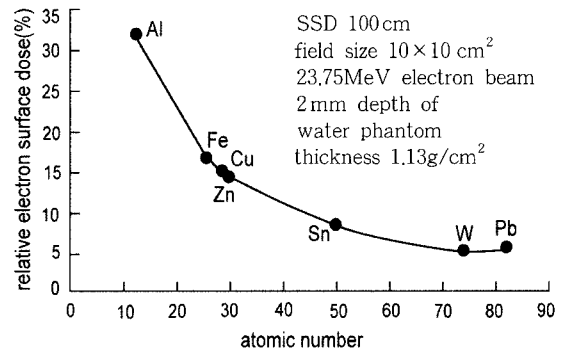


Fig. 7. Relative electron surface dose by filter material.

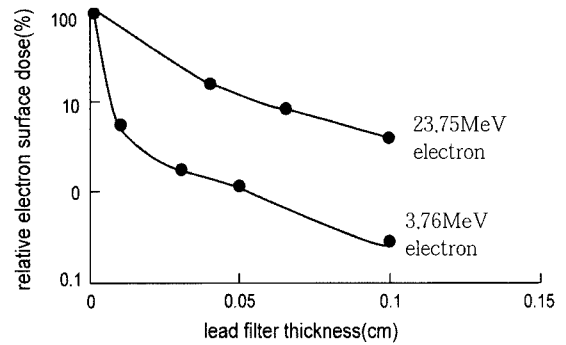


Fig. 8. Relative Electron Dose vs Thickness of Lead Filter

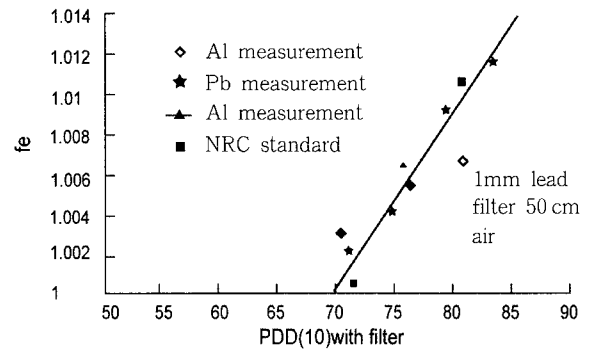


Fig. 9. Electron Contamination Correction Factor vs PDD at 10 cm with Filter

PDD와 저지능비에 대한 그래프이다. 이때 PDD와 저지능비는 선형으로 반비례함을 알 수 있다.

Fig. 7은 필터의 재질에 따른 전자오염의 정도와 표면선량의 크기를 나타낸 것이다. 이때 중축은 필터를 사용하지 않았을 때의 표면선량을 100으로 하고 각각의 필터를 사용했을 때의 상대적인 표면선량이다. 여기서 원자번호가 큰 물질을 필터로 사용했을 때 표면선량이 많이 감소하는 것을 알 수 있다. 특히 납 필터를 사용했을 때 필터의 두께에 따른 표면선량의 분포를 계산하였다. Fig. 8 23.75MeV와 3.76MeV의 전자에 대하여 납 필터의 두께를 달리했을 때 상대적인 표면선량의 감소를 나타낸 것으로 1mm 납 필터를 사용하면 90% 이상 전자오염을 제

거한다는 것을 알 수 있다.

마지막으로 PDD와 전자오염보정계수와와의 함수관계를 구하였다. 여기서 전자오염보정계수란 필터를 사용했을 때와 사용하지 않았을 때 전자오염의 비를 말한다. Fig. 9는 Al, Pb, Be 표적에 대해서 1mm 납 필터를 사용했을 때 필터에서 50cm 떨어진 곳에 볼팬텀을 놓고 팬텀 깊이 10 cm 깊이에서 PDD와 전자오염보정계수의 관계를 나타낸 것이다.

IV. 결 론

방사선 치료에 사용되는 광자선에서 전자에 의한 오염 정도를 알아보기 위해 몬테카를로 시뮬레이션으로 재생 영역에 대한 광자선의 선량분포를 계산하고 치료용 선형 가속기의 6, 10MV 광자선에서 전리함을 이용하여 PDD를 측정하였다. 또한 몬테카를로 시뮬레이션을 이용하여 저지능비를 계산하였다.

광자선이 콜리메타와의 상호작용으로 발생하는 전자들의 에너지분포를 계산하였는데, 가장 많이 발생하는 전자들의 에너지는 약 1.5MeV이고 전자들의 40%가 5MeV 이상의 에너지를 가지고 있는 것으로 나타났다. 이것은 전자들의 오염으로 인한 표면선량이 증가한다는 것을 의미한다. 따라서 1mm 납 필터를 사용하면 방사선 치료시 광자빔에 대해 90% 이상 전자오염에 의한 표면선량을 감소시킬 수 있다. 이때 필터는 콜리메타 헤드 바로 아래에 설치하는 것이 좋다.

또한 필터와 공기로부터 생성되는 전자오염을 보정하기 위하여 전자오염보정계수를 사용하였다. 이러한 보정계수는 필터를 사용하는 빔에 대한 광자선의 PDD를 필터를 사용하지 않을 때의 순수한 PDD로 변환시키므로 저지능비를 결정하는데 이용될 수 있다. 본 연구에서는 PDD와 저지능비, 그리고 PDD와 전자오염보정계수와와의 관계를 알아보았다. 따라서 빔의 선질을 나타내는 지표로서 PDD를 사용할 수 있으며 이것을 이용하여 전자오염에 의한 표면선량의 증가여부를 알아내고 실제 임상에서 선량을 결정하는데 중요한 역할을 할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. A. Kosunen and D.W.O. Rogers : Beam Quality Specification for Photon Beam Dosimetry, Med. Phys., 20, 1181-1188, 1993.
2. P.D. LaRiviere : The quality of high-energy X-ray beams, Br. J. of Radiology, 62, 473-481, 1989.
3. R.D. Zwicker, A. Wu, B.H. Curran and E.S. Sternick : Electron contamination due to lucite in a 45-MV photon beam, Med. Phys., 11, 534-538, 1984.

4. N.R. Harper, P.E. Metcalfe, P.W. Hoban and W.H. Round : Electron contamination in 4 MV and 10 MV radiotherapy X-ray beams, Australasian Phys. Eng. Sci. in Medicine, 14, 141-145, 1991.
5. S.C. Klevenhagen, D. D'Souza and I. Bonnefoux : Complications in low energy x-ray dosimetry caused by electron contamination, Phys. Med. Biol., 36, 1111-1116, 1991.
6. P.J. Biggs and C.C. Ling : Electrons as the cause of the observed shift with field size in high energy photon beams, Med. Phys., 6, 291-295, 1979.
7. B. Ciesielski, L.E. Reinstein, L. Wielopolski and A. Meek : Dose enhancement in buildup region by lead, aluminum, and lucite absorbers for 15 MV photon beam, Med. Phys., 16, 609-613, 1989.
8. B. Nilsson : Electron contamination from different materials in high energy photon beams, Phys. Med. Biol., 30, 139-151, 1985.
9. B.M. Rao, S.G. Prasad, K. Parthasaradhi, Y. Lee and R. Ruparel : Investigation on the near surface dose for three 10-MV x-ray beam accelerator with emphasis on the reduction of electron contamination, Med. Phys., 15, 246-249, 1988.
10. E.D. Yorke, C.C. Ling and S. Rustgi : Air-generated electron contamination of 4 and 10 MV photon beam: a comparison of theory and experiment, Phys. Med. Biol., 30, 1305-1314, 1985.
11. P.J. Biggs : The forward production of high-energy electrons from megavoltage photon beams, Med. Phys., 14, 767-771, 1987.
12. D.M. Galbraith and J.A. Rawlinson : Direct measurement of electron contamination in cobalt beams using a charge detector, Med. Phys., 12, 273-280, 1985.
13. D.W. Rogers : Low energy electron transport with EGS, Nucl. Inst. Meth., 227, 535-548, 1984.
14. W.R. Nelson, H. Hirayama and D.W. Rogers : The EGS4 Code System, Stanford Linear Accelerator Center Report SLAC-265, 1985.
15. A.F. Bielajew and D.W. Rogers : The Parameter Reduced Electron-Step Transport Algorithm for Electron Monte Carlo Transport, Nuclear Instruments and Methods, B18, 165-181, 1987.
16. K. Parthasaradhi, S.G. Prasad, B.M. Rao, Y. Lee, R. Ruparel and R. Garces : Investigation on the reduction of electron contamination with a 6-MV x-ray beam, Med. Phys., 16, 123-125, 1989.
17. D.W. Rogers and A.F. Bielajew : Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry, in "The Dosimetry of Ionizing

- Radiation", Vol III, Academic Press, 427-539, 1990.
18. A. Kosunen and D.W. Rogers : A Code for calculating photon beam depth-dose curves and stopping-power ratios for an arbitrary spectrum, NRC Canada Report PIRS-298, 1992.
 19. B.A. Faddegon, C.K. Ross and D.W. Rogers : Angular distribution of bremsstrahlung from 15 MeV electrons incident on thick targets of Be, Al and Pb, Medical Physics, 18, 727-739, 1991.