

Study on Optimization of Detection System of Prompt Gamma Distribution for Proton Dose Verification

Han Rim Lee*, Chul Hee Min[†], Jong Hoon Park*, Seong Hoon Kim[‡], Chan Hyeong Kim*

*Department of Nuclear Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

[†]Department of Radiation Oncology, Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, Massachusetts, USA,

[‡]Department of Radiation Oncology, Hanyang University Hospital, Seoul, Korea

In proton therapy, in vivo dose verification is one of the most important parts to fully utilize characteristics of proton dose distribution concentrating high dose with steep gradient and guarantee the patient safety. Currently, in order to image the proton dose distribution, a prompt gamma distribution detection system, which consists of an array of multiple CsI(Tl) scintillation detectors in the vertical direction, a collimator, and a multi-channel DAQ system is under development. In the present study, the optimal design of prompt gamma distribution detection system was studied by Monte Carlo simulations using the MCNPX code. For effective measurement of high-energy prompt gammas with enough imaging resolution, the dimensions of the CsI(Tl) scintillator was determined to be $6 \times 6 \times 50 \text{ mm}^3$. In order to maximize the detection efficiency for prompt gammas while minimizing the contribution of background gammas generated by neutron captures, the hole size and the length of the collimator were optimized as $6 \times 6 \text{ mm}^2$ and 150 mm, respectively. Finally, the performance of the detection system optimized in the present study was predicted by Monte Carlo simulations for a 150 MeV proton beam. Our result shows that the detection system in the optimal dimensions can effectively measure the 2D prompt gamma distribution and determine the beam range within 1 mm errors for 150 MeV proton beam.

Key Words: Proton therapy, Prompt gamma, Dose verification, Monte Carlo simulation

서 론

최근 방사선 치료 분야에서 정상 세포에 불필요한 선량을 최소화하고 치료부위에 정밀하고 정확하게 선량을 전달하기 위하여 입자치료, 특히 양성자 치료 기법의 임상적용에 대한 관심이 증가하고 있다. 양성자 치료는 양성자빔의 비정 끝부분에서 선량이 급격히 증가하는 선량분포의 특성을 이용하기 때문에 치료 시 부작용을 최소화하면서 효과적으로 암을 치료할 수 있는 장점이 있다.^{1,2)} 하지만 인체 내 양성자 빔의 분포는 치료 빔 전달 시스템 및 치료 계획 시 발생하는 오차, 환자의 셋업 오류, 치료 중 호흡으로 인

한 장기의 움직임 및 치료 전반에 걸친 환자 신체의 변형 등으로 인하여 변화할 수 있다.³⁾ 이러한 선량 분포의 변화는 치료 부위에 충분한 선량을 전달되지 못하여 효과적인 치료를 저해할 수 있으며, 오히려 정상세포에 과도한 선량이 부여되어 심각한 부작용을 초래할 수 있다. 따라서 양성자 치료에서 치료 목표를 달성하기 위해 인체 내 양성자 빔의 분포를 측정하는 기술이 필수적이다.

양성자 빔은 인체 내에서 에너지를 전달하고 완전히 흡수되기 때문에 양성자 선량분포 검증을 위해 양성자 빔과 인체 내 매질과의 핵반응으로 발생하는 이차 입자의 분포를 측정하는 방법이 제안되었으며, 이는 양전자 방출 측정법^{4,6)}과 즉발감마선 측정법⁷⁻¹¹⁾으로 나뉜다. 양전자 방출 측정법은 PET (positron emission tomography) 장비를 이용하여 양성자 궤적을 따라 생성된 ^{11}C (반감기=20분), ^{15}O (반감기=2분), ^{13}N (반감기=10분) 등의 핵자에서 방출되는 양전자의 분포를 측정하는 방법이다. 이 방법은 3차원 영상정보를 얻을 수 있다는 장점이 있지만, 양성자 빔의 분포와 양전자 방출 핵자들의 생성분포와 직접적인 관계가 없고, washout

이 논문은 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 원자력연구사업임(No. 2010-0028913, 2010-0023825, 2012-K001146).

이 논문은 2012년 6월 7일 접수하여 2012년 8월 2일 채택되었음.

책임저자 : 김찬형, (133-791) 서울시 성동구 행당1동

한양대학교 원자력공학과

Tel: 02-2220-0513, Fax: 02-2220-4059

E-mail: chkim@hanyang.ac.kr

효과 및 장기 움직임에 의해 영상의 질이 저하된다는 단점이 있다. 이에 양성자 방출 측정법의 단점을 극복하고 양성자 빔의 분포를 실시간으로 정확히 검증하기 위해, 본 연구팀은 지난 연구에서 즉발감마선 측정 방법을 제안하였으며, 2006년 원리검증용 측정 장치를 이용하여 양성자 빔의 분포와 즉발감마선의 분포가 밀접한 연관성이 있다는 것을 실험으로 검증하였다.⁸⁾

선행연구의 결과를 바탕으로 인체 내 양성자 빔의 2차원 선량 분포를 검증하기 위해 다수의 CsI(Tl) 섬광체 검출기와 집속장치 및 다채널 신호처리 시스템으로 이루어진 즉발감마선 2차원 분포 측정 장치를 개발하고 있다. 본 연구에서는 충분한 위치 분해능을 가지고 고에너지의 즉발감마선을 효과적으로 측정하기 위해 몬테칼로 기법의 MCNPX 코드를 이용하여 CsI(Tl) 섬광체의 크기를 최적화하였으며, 배경감마선의 영향을 최소화하고 양성자 빔의 수직방향으로 발생하는 즉발감마선만을 측정하기 위해 집속장치 구멍의 크기 및 길이를 결정하였다. 또한, 150 MeV의 양성자 빔을 물팬텀에 전달한 후 발생하는 즉발감마선을 본 연구에서 최적화된 측정 장치를 이용하여 측정하는 전산모사를 연구를 수행하여 측정 장치의 성능을 예측하였다.

재료 및 방법

양성자 빔을 이용한 환자 치료에서 인체 내 양성자 선량 분포를 정확하게 예측하기 위해서는 양성자 선량 분포와 밀접한 상관관계를 가지는 즉발감마선 분포를 정확하게 측정하는 것이 중요하다. 본 연구에서는 고 에너지 중성자로 인한 배경감마선의 영향을 최소화하면서 2차원 즉발감마선 분포 측정장치의 효율을 최적화하고자 하였다. 이를 위해 2차원 즉발감마선 분포 측정에 영향을 미치는 측정 장치의 주요 인자를 도출하고 몬테칼로 기법의 MCNPX 코드를 사용하여 각 인자들을 최적화하였다. 고에너지 즉발감마선을 효과적으로 측정하고 영상구성에 충분한 공간분해능을 확보하기 위한 최적화된 CsI(Tl) 섬광체의 크기를 결정하였으며, 배경감마선의 영향을 최소화하고 빔의 진행방향에 수직인 방향으로 발생한 즉발감마선을 효과적으로 측정하기 위해 최적화된 집속장치의 크기(집속구멍의 단면적, 길이)를 결정하였다. 측정 장치를 구성하는 이러한 인자들은 즉발감마선 2차원 분포 측정을 위한 고 에너지 감마선 측정 장치의 기하학적 구조를 결정하고 모델링하는데 매우 중요한 자료이며, 전산모사 결과를 바탕으로 제작될 측정 장치의 성능에 영향을 미치는 요인이 될 것이다. 본

연구에서는 CsI(Tl) 섬광체의 길이는 최적화되지 않았으며, 고 에너지의 즉발감마선을 충분히 흡수할 수 있도록 50 mm로 정하였다.

전산모사를 통해 측정 장치의 인자를 결정하기 위해서는 반복적인 계산과정이 필수적이다. 본 연구에서는 양성자와 매질과의 핵반응으로 발생하는 즉발감마선 및 중성자 등의 2차 입자의 생성을 미리 계산하여 제작한 선원항을 사용함으로써 계산시간을 최소화하였다. 양성자 빔을 20×20×40 cm 크기의 물팬텀에 전달한 후 MCNPX 코드의 Particle Tracking Output 옵션을 사용하여 양성자에 의한 핵반응으로 발생하는 2차 입자의 자세한 정보를 PTRAC 파일로 저장하였다. 이렇게 저장된 자료를 바탕으로 입자의 발생 위치, 방향 및 에너지의 함수로 된 2차 입자의 생성 확률을 결정하여 매개변수화(parameterized)된 선원항을 제작하였으며, 측정 장치의 인자를 최적화하기 위한 계산과정에 반복적으로 사용하였다. 정확한 양성자와 중성자의 수송을 위해 MCNP에서 제공하는 La150 cross section library와 ISABEL physics model을 사용하였다.

제작된 선원항을 이용하여 측정 장치의 인자를 결정하기 위해 150 MeV의 양성자 빔을 물팬텀에 전달한 후 브래그 피크의 비정에 수직으로 위치한 측정 장치를 이용하여 즉발감마선 분포를 측정하였다. 먼저, CsI(Tl) 섬광체의 단면적(cross-sectional area)을 결정하기 위해 검출기 단면적을 변화시키면서 4 MeV 이상의 즉발감마선의 검출효율을 계산하였다. 본 연구에서 검출효율은 섬광체 면적에 따라 입사한 감마선에 대한 반응한 감마선의 비율로 정의되었다. 집속장치 구멍의 크기가 측정되는 즉발감마선의 분포에 미치는 영향을 살펴보기 위해 집속 구멍의 크기를 다양하게 변화시켜가며 측정 장치에 입사되는 배경감마선 대비 즉발감마선의 비율 및 분포의 FWHM을 분석하였다. 마지막으로, 집속 장치의 길이를 변화시켜가며 빔의 진행방향에 수직인 방향의 즉발감마선 분포를 측정하는 전산모사를 통해 즉발감마선 분포의 FWHM을 평가하여 집속장치의 길이를 결정하였다.

최적화된 검출기 인자를 바탕으로 즉발감마선 2차원 분포 측정을 위해 다수의 CsI(Tl) 섬광체 검출기가 1차원 중형으로 배열된 즉발감마선 측정 장치를 설계하였다(Fig. 1). 설계된 측정 장치를 이용하여 양성자 치료 빔에 대한 성능을 예측하기 위해 몬테칼로 기반의 MCNPX코드를 이용한 전산모사 연구를 수행하였다. 150 MeV 양성자 빔을 물팬텀에 전달한 후 발생하는 즉발감마선의 2차원분포를 획득하기 위해 최적화된 측정 장치를 빔의 진행방향에 따라 이

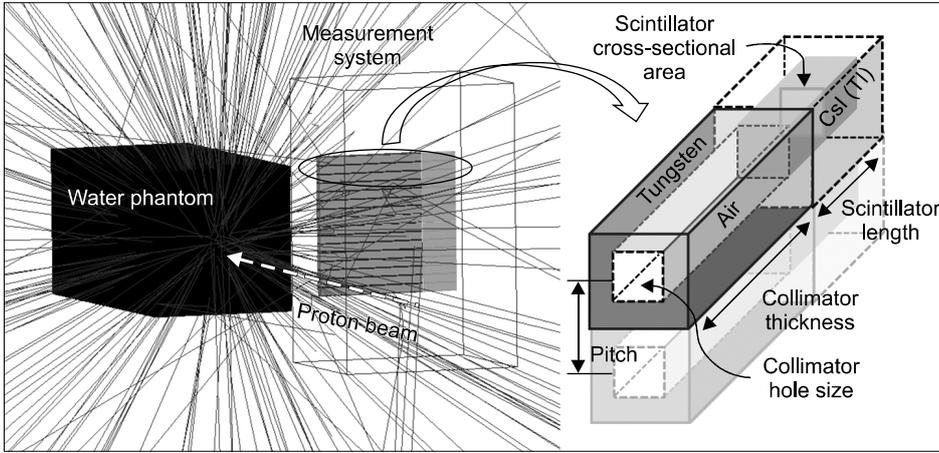


Fig. 1. Schematic diagram of the detection system for 2D prompt gamma distribution.

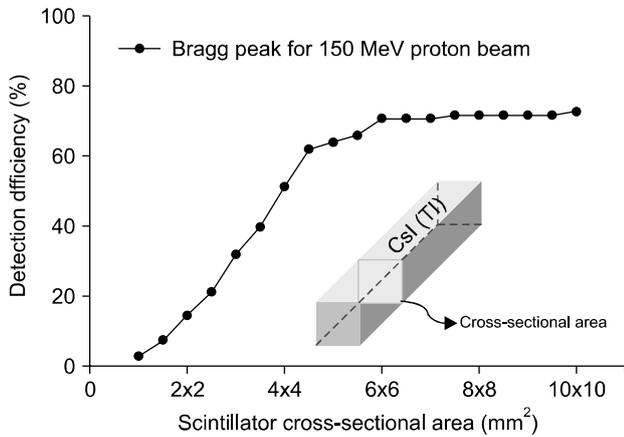


Fig. 2. Detection efficiency variation as a function of the scintillator cross-sectional area at Bragg peak location of a 150 MeV proton beam.

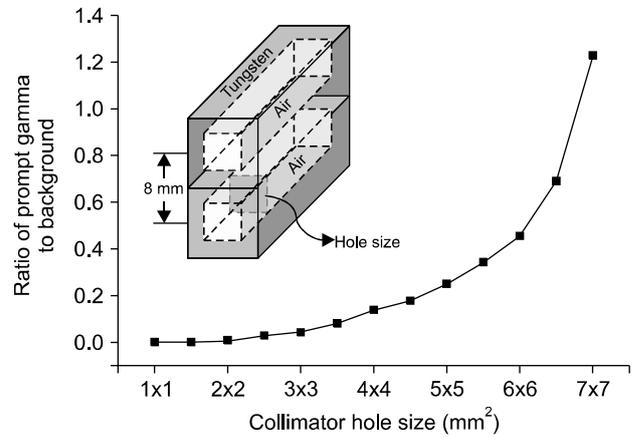


Fig. 3. The ratio of prompt gammas to background as a function of the collimator hole size for a 150 MeV proton beam.

동시키며 측정하였다. 측정 장치의 스캔 간격은 6 mm로 하였으며, 각 측정 위치에서 1.21×10^9 개의 양성자 빔(0.19 nA의 양성자 빔에 해당)을 물팬텀에 전달한 후 발생하는 즉발감마선 분포를 측정하였다. 측정 장치를 통해 측정된 즉발감마선 분포를 통해 양성자 빔의 선량급락지점을 정량적으로 평가하기 위해 즉발감마선 분포에 sigmoidal Boltzmann 함수를 적용하였다. Sigmoidal Boltzmann 함수는 즉발감마선 분포와 같이 최대값에서 최소값으로 감소하는 곡선을 피팅하는데 적합한 함수이다. 즉발감마선 분포에 sigmoidal Boltzmann 함수를 적용하면 분포의 최대값과 최소값 사이의 중간 값에 해당하는 위치를 찾을 수 있으며, 본 연구에서는 이 지점을 즉발감마선 분포 측정을 통해 정량적으로 평가한 양성자 빔의 선량급락지점으로 간주하였다. 또한, 배경감마선 영향을 최소화하기 위해 지난 연구에서

도출된 4~10 MeV의 에너지 윈도우를 적용하여 즉발감마선 측정 전산모사 연구를 수행하였다.¹²⁾

결 과

Fig. 2는 섬광체 단면적의 변화에 따른 검출효율의 변화를 보여준다. 섬광체의 단면적이 $6 \times 6 \text{ mm}^2$ 이하로 작아지게 되면 검출효율이 급격히 감소하지만, $6 \times 6 \text{ mm}^2$ 이상에서는 검출효율이 크게 변하지 않는 것을 확인할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 고에너지 감마선을 효과적으로 측정하기 위한 CsI(Tl) 섬광체의 단면적을 $6 \times 6 \text{ mm}^2$ 으로 결정하였다. 최적화된 CsI(Tl) 섬광체의 단면적을 바탕으로 CsI(Tl) 섬광체 배열의 pitch를 결정하였다. 본 연구에서는 CsI(Tl) 섬광체와 광다이오드가 결합된 감마선 센서들을 중형으로 배열하여 측정 장치를 구성할 예정이기 때문에 광다이오드의 크

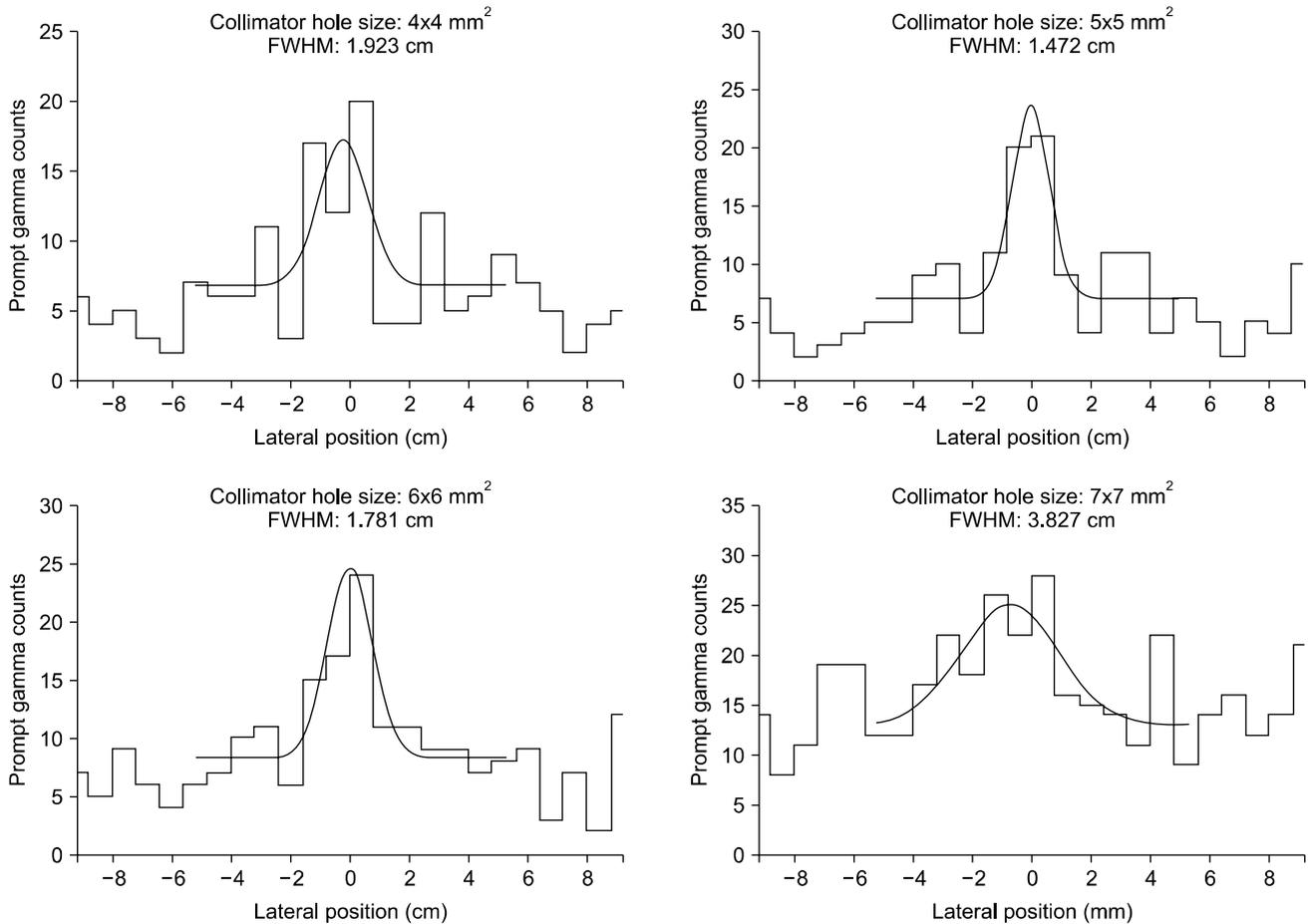


Fig. 4. The simulated lateral distribution of prompt gammas as a function of collimator hole size for a 150 MeV proton beam.

기를 고려해서 측정 장치를 설계해야 한다. 따라서 측정 장치 모델링에서는 섬광체 배열의 pitch를 섬광체의 한쪽 면의 길이보다 큰 8 mm로 결정하여 2 mm의 간격을 두고 섬광체가 배열되게 하였다. 이를 바탕으로 집속장치의 슬릿의 pitch 또한 8 mm로 결정하였다.

Fig. 3은 집속 구멍 크기의 변화에 따른 배경감마선에 대한 즉발감마선 비율의 변화를 보여주며, 집속 구멍의 크기가 증가함에 따라 검출기에 입사하는 배경감마선의 증가량보다 즉발감마선의 증가량이 급격히 증가하는 것을 보여주고 있다. 따라서 효과적인 즉발감마선 분포를 측정하기 위해서는 집속 구멍의 크기가 가능한 커야함을 알 수 있었다. 하지만 측정 장치를 구성하는 집속장치의 구멍의 pitch가 8 mm로 정해져 있기 때문에 집속 구멍의 크기를 증가시키는 것에는 한계가 있다. 또한 구멍의 크기가 크다면 상대적으로 구멍 사이의 벽이 얇아지기 때문에 즉발감마선 분포의 위치분해능이 급격히 나빠질 수 있다는 단점이 있다. 따라

서 본 연구에서는 즉발감마선 검출효율을 극대화하면서 좋은 위치분해능을 확보할 수 있는 구멍의 크기를 결정하였다. Fig. 4는 집속 구멍의 면적을 변화시키면서 150 MeV 양성자 빔의 Bragg peak 위치에서 1차원 중형 배열의 측정 장치에 입사한 즉발감마선의 분포를 보여준다. 집속 구멍이 클수록 측정 효율은 향상되었지만 구멍을 구성하는 벽의 두께가 2 mm 이하로 감소하면 FWHM 값이 급격하게 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 본 연구에서는 최적화된 집속 구멍의 크기를 6×6 mm²로 결정하였다.

Fig. 5는 Bragg peak 위치에서 집속 구멍의 길이를 변화시키면서 1차원 중형 배열의 측정 장치를 통해 측정된 즉발감마선 분포를 보여준다. 측정 결과를 살펴보면, 집속 장치의 두께가 짧을수록 입사하는 즉발감마선의 수는 증가하였지만 동시에 배경감마선에 의한 영향이 같이 증가함에 따라 FWHM 값이 증가하는 것을 확인할 수 있다. 반면, 집속 구멍의 길이가 길어지는 경우는 즉발감마선 검출효율보

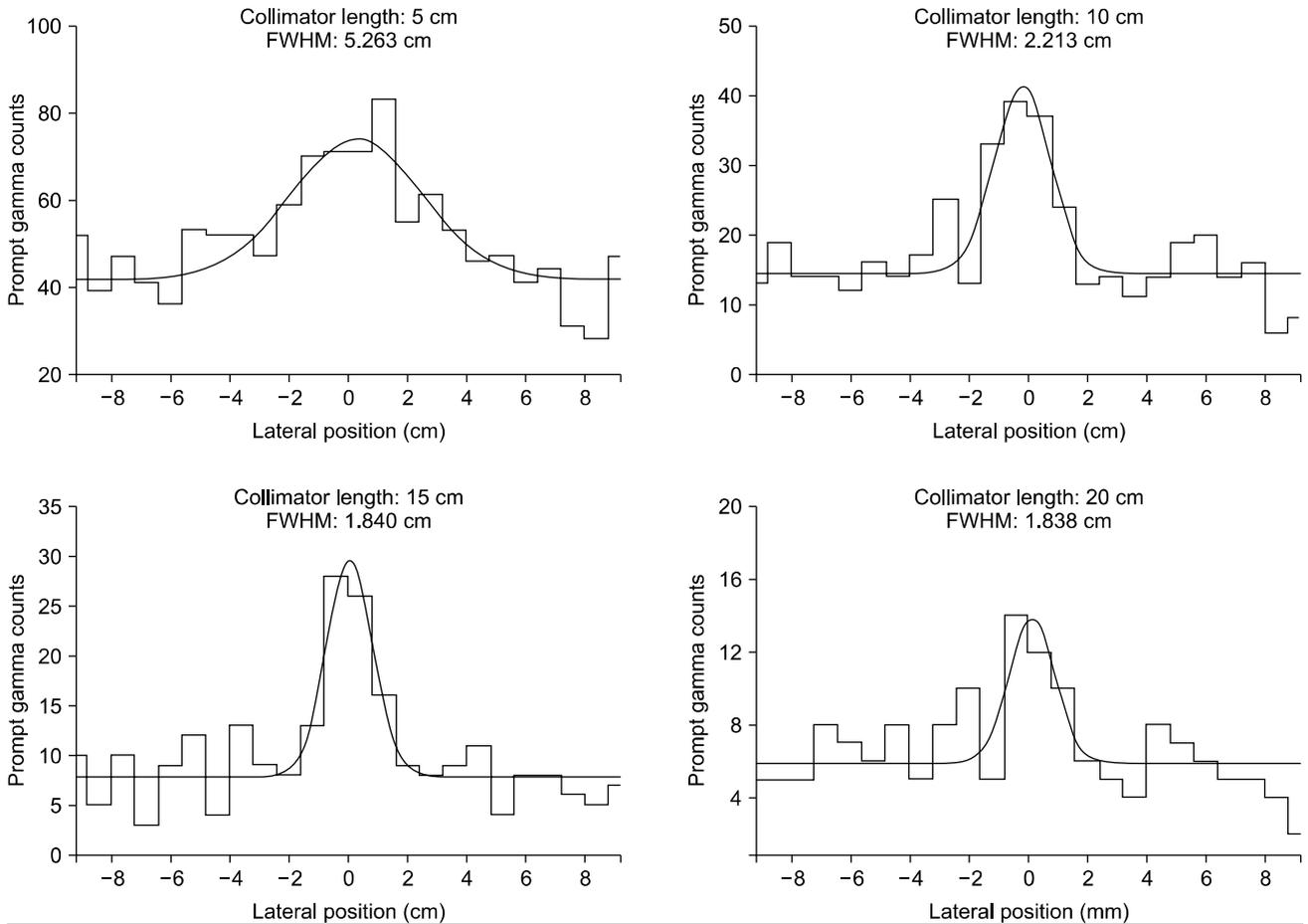


Fig. 5. The simulated lateral distribution of prompt gammas as a function of collimator length for a 150 MeV proton beam.

다 배경감마선의 영향이 상대적으로 더 빨리 줄어들게 되어 FWHM의 값이 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 집속 구멍의 길이가 15 cm 이상으로 길어지는 경우는 FWHM 값이 더 이상 감소하지 않고 즉발감마선의 측정효율만 감소하기 때문에, 본 연구에서는 최적화된 집속 구멍의 길이를 15 cm로 결정하였다.

마지막으로, 측정 장치를 실제 제작하기 전에 치료용 양성자 빔에 대한 성능을 예측해 보기 위해 150 MeV 양성자 빔을 물팬텀에 전달한 후 발생하는 즉발감마선 분포를 본 연구에서 최적화된 측정 장치를 이용하여 스캔하는 방식으로 측정하는 전산모사를 수행하였다. Fig. 6은 1차원 중형 배열의 측정 장치를 이용하여 측정된 150 MeV 양성자빔에 대한 즉발감마선 2차원 분포의 결과를 나타낸다. 본 최적화 연구를 통해 설계된 측정 장치를 통해 즉발감마선 분포를 효과적으로 측정할 수 있음을 확인하였다. Fig. 7은 측정 장치를 통해 150 MeV 양성자 빔의 입사 위치에서 측정

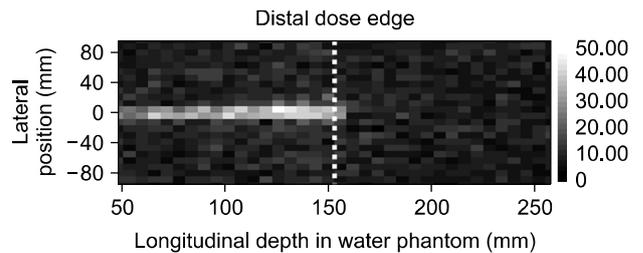


Fig. 6. The simulated 2D prompt gamma distribution with the optimized detection system for a 150 MeV proton beam.

된 즉발감마선 분포를 나타낸다. 양성자 빔의 선량급락지점을 결정하기 위해 즉발감마선 분포에 sigmoidal Boltzmann 함수를 적용하였으며, 실제 양성자 빔의 비정과 비교하기 위해 물팬텀 내에서의 양성자 선량분포를 나타내었다. 물팬텀 내에서 150 MeV 양성자 빔의 비정은 157.1 mm인 것을 확인할 수 있었고, sigmoidal Boltzmann 함수를 이

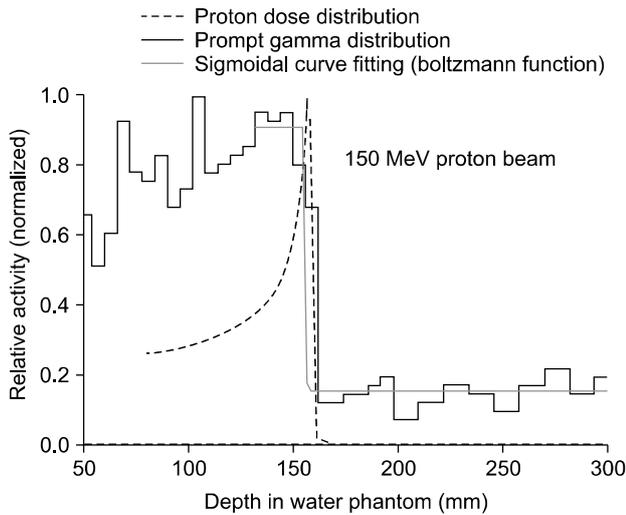


Fig. 7. The profile of 2D prompt gamma distribution at the center of proton beam (black line) and proton depth dose distribution (dot line). For quantitative range verification, the sigmoidal curve fitting was applied the profile (gray line).

용하여 평가된 양성자 빔의 선량급락지점은 156.1 mm인 것을 확인하였다. 본 결과를 통해 측정 장치를 통해 측정된 즉발감마선 분포를 통해 양성자 빔의 비정을 1 mm 오차범 위 내에서 정확하게 결정할 수 있음을 확인하였다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 즉발감마선 2차원 분포 측정을 위하여 CsI(Tl) 섬광체 검출기가 1차원 종형으로 배열된 측정 장치의 설계인자를 결정하였으며, 몬테칼로 전산모사를 바탕으로 그 성능을 예측하였다. 고에너지의 즉발감마선을 효과적으로 측정하기 위해 CsI(Tl) 섬광체의 크기를 6×6×50 mm³로 결정하였으며, 중성자로 인한 배경감마선의 영향을 최소화하고 양성자 빔의 진행방향에서 수직방향으로 발생하는 즉발감마선의 분포를 측정하기 위해 집속장치의 구멍 크기는 면적 6×6 mm², 길이 150 mm로 최적화되었다. 또한, 150 MeV 양성자 빔을 이용한 측정 장치의 성능예측 전산 모사 결과, 최적화 연구를 통해 설계된 측정 장치를 통해 즉발감마선 분포를 효과적으로 측정할 수 있음을 확인하였다. 본 연구 결과를 바탕으로 현재 다채널 신호처리 장치를

제작하여 저에너지 감마선 선원을 이용하여 측정 장치의 성능평가를 수행하고 있으며, 추후 에너지 교정과 검출기 채널 별 측정효율 실험결과를 바탕으로 45 MeV에너지 양성자 빔에 대한 성능평가 실험을 수행할 예정이다.

참 고 문 헌

1. Wilson R: Radiological use of fast protons. *Radiology* 47: 48791 (1946)
2. Weyrather WK, Debus J: Particle beams for cancer therapy. *Clin Oncol* 15:23-28 (2003)
3. España S, Paganetti H: Uncertainties in planned dose due to the limited voxel size of the planning CT when treating lung tumors with proton therapy. *Phys Med Biol* 56:3843-3856 (2011)
4. Parodi K, Bortfeld T: Potential application of PET in quality assurance of proton therapy. *Phys Med Biol* 45:151-156 (2000)
5. Parodi K, Paganetti H, Cascio E, et al: PET/CT imaging for treatment verification after proton therapy - a study with plastic phantoms and metallic implants. *Med Phys* 34:419-435 (2007)
6. Surti S, Zou W, Daube-Witherspoon ME, McDonough J, Karp JS: Design study of an in situ PET scanner for use in proton beam therapy. *Phys Med Biol* 56:2667-2685 (2011)
7. Stichelbaut F, Jongen Y: Verification of the proton beam position in the patient by the detection of prompt γ -rays emission. Meeting of 39th Particle Therapy Co-Operative Group. San Francisco, California, USA (2003)
8. Min CH, Kim CH, Youn MY, Kim JW: Prompt gamma measurements for locating the dose fall-off region in the proton therapy. *Appl Phys Lett* 89:183517 (2006)
9. Testa E, Bajard M, Chevallier M, et al: Monitoring the Bragg peak location of 73MeV/u carbon ions by means of prompt γ -ray measurements. *Appl Phys Lett* 93:093506 (2008)
10. Park MS, Lee W, Kim JM: Estimation of proton distribution by means of three-dimensional reconstruction of prompt gamma rays. *Appl Phys Lett* 97:153705 (2010)
11. Kabuki S, Ueno K, Kurosawa S, et al: Study on the use of electron-tracking Compton gamma-ray camera to monitor the therapeutic proton dose distribution in real time. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. Orlando, Florida, USA. (2009) pp. 2437-2440
12. Min CH, Park JG, An SH, Kim CH: Determination of optimal energy window for measurement of prompt gammas from proton beam by Monte Carlo simulations. *J Nucl Sci Technol* S5:28-31 (2008)

양성자 선량 분포 검증을 위한 즉발감마선 분포측정 장치 최적화 연구

*한양대학교 원자력공학과, †Department of Radiation Oncology, Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, ‡한양대학교병원 방사선종양학과

이한림* · 민철희[†] · 박종훈* · 김성훈[‡] · 김찬형*

양성자 치료에서 치료의 목표를 달성하고 환자의 안전을 제고하기 위해 인체 내 양성자 빔의 분포를 확인하는 것이 중요하다. 양성자 선량분포와 밀접한 관계가 있는 즉발감마선의 2차원 분포 측정을 위하여 본 연구팀에서는 다수의 CsI(Tl) 섬광체가 1차원 종형으로 배열된 검출기 배열과 집속장치 및 다채널 신호처리 장치로 이루어진 측정장치를 개발하고 있다. 이에 본 연구에서 몬테칼로 기반의 MCNPX 코드를 이용하여 최적화된 측정 장치를 설계하고자 하였다. 즉발감마선을 효과적으로 측정하기 위해 CsI(Tl) 섬광체의 크기를 $6 \times 6 \times 50 \text{ mm}^3$ 로 결정하였으며, 배경감마선의 영향을 최소화하고 빔의 진행방향에서 수직방향으로 발생하는 즉발감마선만 측정하기 위해 집속장치의 구멍 크기는 면적 $6 \times 6 \text{ mm}^2$, 길이 150 mm로 최적화되었다. 150 MeV 양성자 빔에 대한 성능 예측 전산모사연구를 수행한 결과, 본 연구에서 최적화된 측정 장치를 통해 즉발감마선 2차원 분포를 측정할 수 있었으며, 1 mm 오차범위에서 양성자 빔의 비정을 결정할 수 있었다. 이를 바탕으로 현재 다채널의 신호처리 장치를 개발하고 있으며 실제 양성자 빔을 이용한 즉발감마선 분포측정을 통해 측정 장치의 성능을 검증할 것이다.

중심단어: 양성자 치료, 즉발감마선, 선량검증, 몬테칼로 전산모사