

Development of Dual-mode Signal Processing Module for Multi-slit Prompt-gamma Camera

Jong Hoon Park*, Han Rim Lee*, Sung Hun Kim*, Chan Hyeong Kim*,
Dong Ho Shin[†], Se Byeong Lee[‡], Jonh Hwi Jeong[†]

*Department of Nuclear Engineering, Hanyang University, Seoul, [†]IT Convergence Technology Research Laboratory, Electronics and Telecommunications Research Institute, Daejeon,

[‡]Proton Therapy Center, National Cancer Center, Goyang, Korea

In proton therapy, in vivo proton beam range verification is very important to deliver conformal dose to the target volume and minimize unnecessary dose to normal tissue. For this purpose, a multi-slit prompt-gamma camera module made of 24 scintillation detectors and 24-channel signal processing system is under development. In the present study, we have developed and tested a dual-mode signal processing system, which can operate in the energy calibration mode and the fast data acquisition mode, to process the signals from the 24 scintillation detectors. As a result of performance test, using the energy calibration mode, we were able to perform energy calibration for the 24 scintillation detectors at the same time and determine the discrimination levels for the detector channels. Further, using the fast data acquisition mode, we were able to measure a prompt-gamma distribution induced by a 45 MeV proton beam. The measured prompt gamma distribution was found similar to the proton dose distribution at the distal fall-off region, and the estimated beam range was 17.13 ± 0.76 mm, which is close to the proton beam range of 16.15 mm measured by an EBT film.

Key Words: Proton therapy, Multi-slit prompt-gamma camera, Multi-slit collimator, Scintillation detector array, Dual-mode signal processing module

서 론

양성자 치료는 치료 부위 주변의 정상 조직에 전달되는 불필요한 선량을 최소화하면서 치료 부위에 집중적으로 선량을 전달할 수 있다는 장점이 있다. 하지만, CT 영상으로부터 양성자의 저지능을 결정할 때 발생하는 오차, 치료 중

환자의 호흡에 의한 치료 부위의 변화, 장기적인 치료로 인한 치료 부위의 변화 등으로 인하여 인체 내 양성자 빔의 비정이 치료계획시스템에서 예측되는 값과 다를 수 있다. 이러한 빔 비정의 불확실성으로 인해 현재 치료에서는 치료 부위 주변에 추가적인 마진을 적용하여 치료를 수행하고 있으며,¹⁾ 이로 인해 최적화된 양성자 치료를 수행하는데 한계가 있다. 따라서 양성자 빔 선량 분포의 장점을 활용하여 최적화된 치료 계획을 세우고 이를 치료에 적용하기 위해서는 치료 중 실시간으로 양성자 빔의 비정을 검증하는 기술이 필요하다.²⁾

이를 위해 Stichelbaut와 Jongen은 양성자 빔과 인체 내 매질과 핵 반응하여 발생한 즉발감마선의 분포를 측정하여 양성자 빔의 비정을 결정하는 방법을 제안하였으며,³⁾ Min 등은 실제 즉발감마선 분포 측정 실험을 통해 물 팬텀에서 양성자 빔의 비정을 몇 mm 오차범위 내에서 결정할 수 있음을 확인하였다.⁴⁾ 본 연구 결과를 바탕으로 현재 많은 연구팀에서는 임상적용을 목표로 즉발감마선 측정을 위한 다양한 측정 장치, 예를 들면 knife-edgy 슬릿 카메라,⁵⁻⁸⁾ 컴프턴 카메라,⁹⁻¹³⁾ Gamma Electron Vertex Imaging (GEVI) sys-

This research was supported by ETRI R&D program (Development of particle beam range verification technology based on prompt gamma-ray measurements, 15ZC1810), by National Nuclear R&D Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by Ministry of Education, Science and Technology (No. 2012-K001146, 2015M2A2A6A 01045241), and by the Nuclear Safety Research Program through the Korea Foundation Of Nuclear Safety (KOFONS), granted financial resource from the Nuclear Safety and Security Commission(NSSC), Republic of Korea (No. 1403012).

Received 15 March 2016, Revised 25 March 2016, Accepted 28 March 2016

Correspondence: Chan Hyeong Kim (chkim@hanyang.ac.kr)
Tel: 82-2-2220-0513, Fax: 82-2-2220-4059

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

tem,^{14,15)} prompt-gamma timing (PGT) system^{16,17)} 등을 개발하고 있지만, 아직까지 영상 효율 및 비정 결정 정확도 측면에서 임상에 적용되기에는 한계가 있다.

실시간 즉발감마선 분포 측정을 통해 인체 내 양성자 빔의 비정을 결정하기 위해 본 연구팀에서는 다중 슬릿의 기계적 집속 장치와 섬광검출기 배열로 구성된 다중 슬릿 즉발감마선 카메라를 제안하였다. 지난 연구에서는 다중 슬릿 집속 장치와 하나의 섬광검출기로 이루어진 테스트 측정 장치를 이용하여 스캔 방식으로 즉발감마선의 분포를 일차원적으로 측정함으로써 치료용 양성자 빔에 대해서 빔의 비정을 결정할 수 있음을 확인하였다.¹⁸⁾ 이러한 연구결과를 바탕으로 현재 한양대학교, 한국전자통신연구원, 그리고 국립암센터는 공동 연구를 통해 임상에 적용이 가능한 측정 장치를 개발하고 있다.

본 연구에서는 현재 개발 중인 다중 슬릿 즉발감마선 카메라를 위한 이중모드 다채널 신호 처리 모듈을 개발하였다. 본 신호 처리 모듈은 24개의 CsI(Tl) 섬광체 검출기에서 발생하는 신호를 증폭하고 성형하기 위해 각각 24개의 전하민감형 전치증폭기와 자체 개발한 성형증폭기 모듈을 사용하였다. 또한 측정 장치의 사용 목적에 따라 검출기의 에너지 교정을 위한 에너지 교정 모드와 즉발감마선 분포 측정을 위한 고속 데이터 획득 모드로 동작하도록 설계하였다. 본 연구에서 개발된 이중모드 신호 처리 모듈의 성능을 평가하기 위해 먼저 에너지 교정 모드를 이용하여 24개의 섬광체 검출기에서 동시에 ¹³³Ba (356 keV), ²²Na (511 keV, 1,275 keV), ¹³⁷Cs (662 keV) 감마선원의 에너지 스펙트럼을 각각 측정하고 이를 통해 검출시스템의 에너지 교정을 하는 실험을 수행하였다. 또한, 고속 데이터 획득 모드를 이용하

여 45 MeV 양성자 빔을 PMMA 팬텀에 조사하였을 때 발생하는 즉발감마선 분포를 측정하는 실험을 수행하였으며, 측정된 분포를 통해 빔의 비정을 결정하여 실제 양성자 빔의 비정과 비교해보았다.

재료 및 방법

1. 이중모드 신호 처리 모듈 개발

현재 즉발감마선을 측정하여 양성자 빔의 비정을 실시간으로 결정하기 위한 다중 슬릿 즉발감마선 카메라를 개발하고 있으며, 본 연구에서는 24개의 섬광검출기 배열에서 발생하는 신호를 처리하기 위하여 두 가지 모드로 작동하는 신호 처리 모듈을 설계 및 제작하였다. 신호 처리 모듈의 첫 번째 동작 모드는 에너지 교정 모드으로써 감마선의 에너지 스펙트럼을 측정하여 24채널 섬광검출기의 에너지 교정을 수행하도록 설계되었다. 두 번째 동작 모드는 고속 데이터 획득 모드로써 즉발감마선의 분포를 빠르게 측정하기 위해 미리 설정된 크기 이상의 신호만 카운트할 수 있도록 설계되었다. 두 모드는 공통으로 전치증폭기와 성형증폭기 모듈을 공유하며, Fig. 1는 두 모드에서 공유하고 있는 신호 처리 장치의 회로 구성도를 보여주고 있다.

적분기(RC: 10 MΩ, 10 nF)를 사용하여 24채널의 섬광검출기에 안정적인 바이어스 전압을 공급해주었고, 누설전류에 의한 전압강하를 고려하여 100 MΩ의 저항을 사용하여 각각의 섬광검출기에 전압을 공급하였다. 다음으로 AC coupling 목적으로 10 nF의 용량을 갖는 커패시터를 사용하여 섬광검출기의 바이어스 전압에서 발생하는 누설전류를 막아주었다.

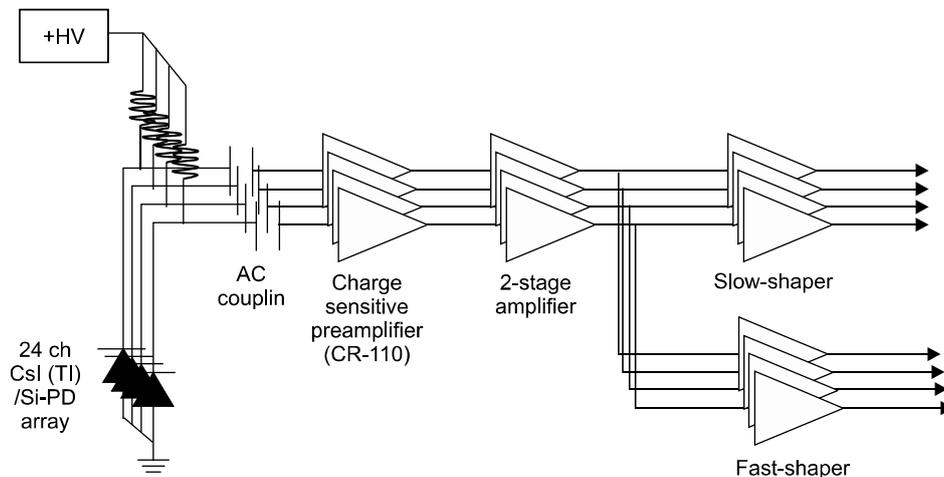


Fig. 1. Schematic diagram of 24-channel front-end electronics system including charge sensitive amplifiers and slow and fast shaping amplifiers.

다음으로 상용 전하 민감형 전치증폭기인 CR-110 (Cremat Inc., MA)를 사용하여 섬광검출기에서 발생한 전하 신호를 수집하였고, 이후 미분기(CR: $10 \mu\text{F}$, $1 \text{k}\Omega$)를 거친 후 2단 증폭기(AD8034, Analog Devices, MA)와 가변 저항을 사용하여 최대 100배까지 증폭시킬 수 있도록 설계하였다. 증폭된 신호는 자체 제작한 성형증폭기 모듈¹⁵⁾로 입력이 되고 에너지 결정과 타이밍 결정을 위해 각각 $4 \mu\text{s}$ 와 250ns 의 성형 시간을 갖는 Gaussian 형태의 신호가 출력된다. 성형증폭기 모듈 이후 두 모드로 나뉘서 신호를 처리하게 되며, Fig. 2은 에너지 교정 모드에 대한 회로 구성도를 나타내며, Fig. 3는 고속 데이터 획득 모드에 관한 회로 구성도를 보여준다.

에너지 교정 모드에서는 먼저 2대의 다중화(multiplexing) 시스템¹⁹⁾을 사용하여 24채널의 검출기 신호를 방사선이 반응한 검출기 정보와 해당 검출기에서 흡수된 방사선의 에

너지 정보를 가지는 4개의 출력 신호로 줄여준다. 하나의 다중화 시스템이 12개의 검출기 신호를 2채널의 출력 신호로 줄여주는 과정은 다음과 같다. 먼저, 성형증폭기 모듈을 구성하는 fast shaper (shaping time: 250ns)에서 발생한 신호가 다중화 시스템의 비교기(comparator, AD8564, Analog Devices, MA)로 입력되면 비교기에서는 이 신호가 미리 설정한 기준 값보다 큰 경우 트리거 신호를 발생한다. 이 신호는 인코더(encoder)에 전달되며, 인코더에서는 몇 번째 섬광검출기에서 해당 신호가 발생하였는지 판단하여 이에 해당하는 주소 정보(2진법의 로직 신호)를 출력한다. DAC (digital to analog converter)에서는 이 정보를 받아 이에 해당하는 아날로그 신호(반응한 검출기 정보)를 출력하고, 멀티플렉서(multiplexer)에서는 신호가 발생한 검출기 채널만을 활성화해줌으로써 slow shaper (shaping time: $4 \mu\text{s}$)에서 발생한 신호(에너지 정보)가 출력될 수 있게 한다. 다중화

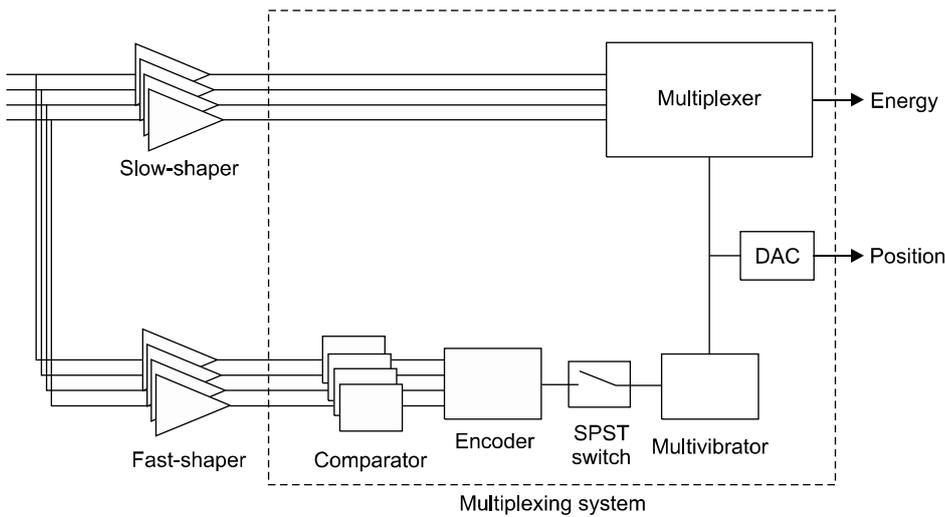


Fig. 2. Schematic diagram of multiplexing system for energy calibration mode.

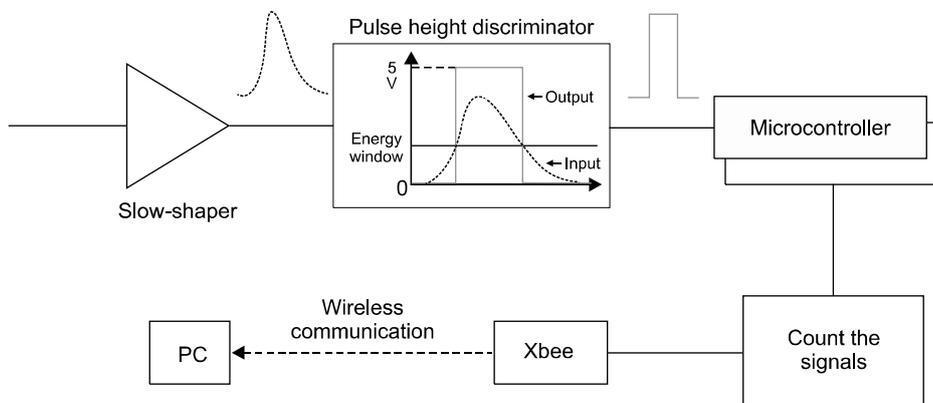


Fig. 3. Schematic diagram of counting system for fast data acquisition mode.

시스템에 거의 동시에 신호가 들어오는 경우 늦게 들어온 신호가 먼저 들어온 신호에 영향을 주는 것을 방지하기 위하여 SPST (single pole single through) 스위치와 멀티바이브레이터(multivibrator SN74LS221, Texas Instruments, TX)를 사용하여 먼저 들어온 신호가 처리될 때(24 μ s)까지 다른 신호가 들어오지 못하도록 설계하였다. 다중화 시스템에서 발생하는 2개의 반응 검출기 정보와 2개의 에너지 정보는 digitizer (PXI-5105, National Instrument, TX)를 통해 획득이 된다. 획득된 에너지 정보는 해당 검출기 별로 구분되어 저장되기 때문에 각 검출기에서 획득된 에너지 스펙트럼을 확인하고 이를 이용하여 에너지 교정을 수행하는 것이 가능하다.

고속 데이터 획득 모드는 파고 선별기(pulse height discriminator), 마이크로컨트롤러(Arduino Uno R3, Arduino, Italy)와 Xbee (Series 2, Digi International Inc., MN)로 구성되며 신호 처리 및 획득 과정은 다음과 같다. 각 섬광검출기 채널별로 즉발감마선이 반응하게 되면 전치증폭기와 성형 증폭기 모듈의 slow shaper를 거쳐 Gaussian 형태의 신호가 발생한다. 이 신호가 파고 선별기의 비교기로 입력되면, 비교기는 에너지 교정 수행 결과에 따라 결정된 에너지 하한값(3 MeV)과 비교를 수행하며, 입력 신호가 이 값보다 크면 5 V의 로직 신호가 발생한다. 발생한 로직 신호는 바이브레이터를 통과하여 일정한 폭을 가지게 되며 다시 마이크로컨트롤러에 입력된다. 마이크로컨트롤러에서는 채널별

로 정해진 시간 동안 입력된 로직 신호의 수를 셉하여 그 정보를 Xbee를 사용하여 무선으로 PC에 전송하며, 이 정보를 사용하여 1차원 즉발감마선 분포를 획득할 수 있도록 구성하였다. 다음과 같이 고속 데이터 획득 모드는 단순히 채널별로 발생한 로직 신호의 수만을 셉하기 때문에 속도가 빠르고, 최종적으로 측정된 데이터를 무선으로 동시에 PC로 전송할 수 있어 다중 슬릿 즉발감마선 카메라의 확장이 쉬운 장점이 있다. Fig. 4는 최종적으로 제작한 이중모드 신호 처리 모듈을 보여주고 있다.

이중모드 신호 처리 모듈의 성능을 평가하기 위하여 사용된 다중 슬릿 집속 장치와 섬광검출기 배열은 다음과 같다. 사용된 다중 슬릿 집속장치는 2×30×150 mm³ (두께×높이×길이) 크기를 갖는 다수의 텅스텐 판을 사용하여 4 mm 간격으로 면적이 2×30 mm²인 구멍이 24개가 뚫려져 있다. 섬광검출기 배열은 4 mm 간격으로 24개의 섬광검출기를 배열하였으며, 하나의 섬광검출기는 3×30×30 mm³ 크기의 CsI(Tl) 섬광체(Hangzhou Lambda Photonics Technology Co., China)와 검출 영역이 3×30 mm²인 포토다이오드(S3588-08, Hamamatsu Photonics K.K., Japan)로 구성된다(Fig. 5).

2. 이중모드 신호 처리 모듈의 에너지 교정 모드 성능 테스트

이중모드 신호 처리 모듈 중 에너지 교정 모드의 성능을 평가하기 위하여 저에너지 감마선원을 사용하여 다채널의

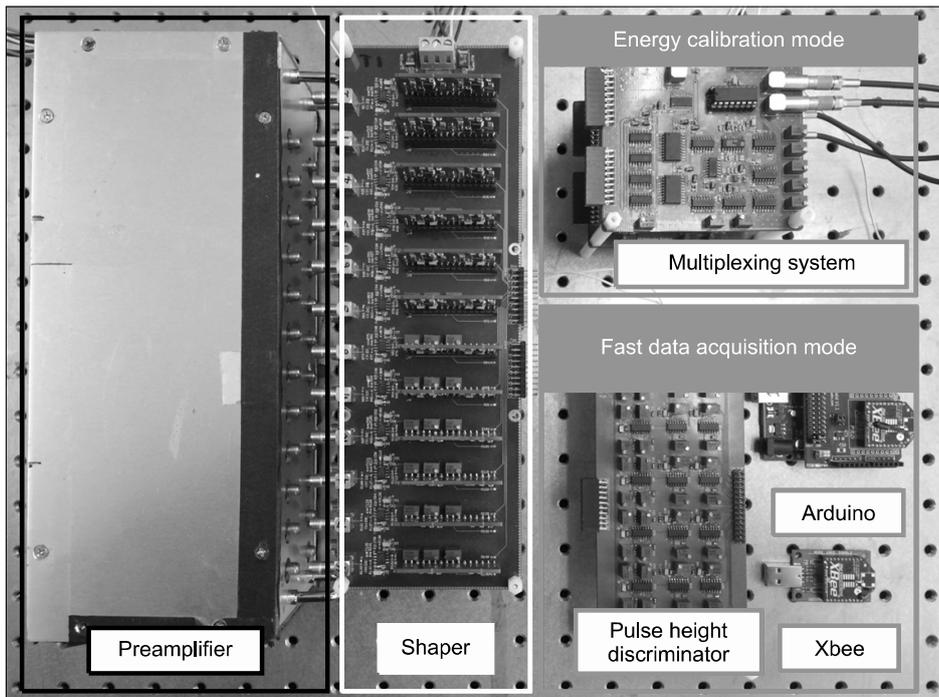


Fig. 4. Assembled dual-mode signal processing system including preamplifiers, shapers, a multiplexing system, pulse height discriminators, a microcontroller (Arduino), an Xbee.

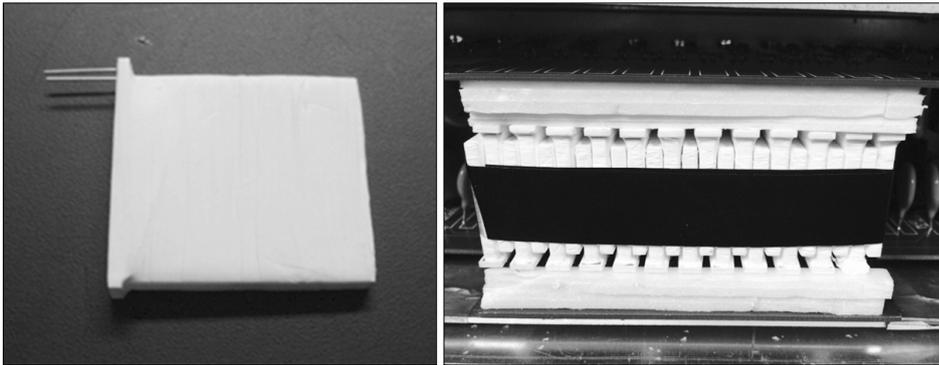


Fig. 5. A scintillation detector (left) and an array of 24-channel scintillation detectors (right).

섬광검출기의 에너지 교정을 동시에 수행 가능한 지 평가하였고, 추가로 에너지 분해능도 평가해 보았다. 평가에 사용한 선원은 ^{133}Ba (356 keV), ^{22}Na (511 keV, 1,275 keV), ^{137}Cs (662 keV)이다. 우선 이중모드 신호 처리 모듈 중 에너지 교정 모드를 사용하여 각각의 섬광검출기에 대한 감마 선원의 에너지 스펙트럼을 획득하였다. 다음으로 Matlab을 사용하여 획득된 에너지 스펙트럼에서 자동으로 해당 선원의 피크의 위치를 판별하여 에너지를 교정하였으며, 각 에너지 피크에 대하여 에너지 분해능을 평가하였다. 또한, 에너지 교정을 바탕으로 각각의 섬광검출기에 대하여 측정 하한(discrimination level)인 3 MeV에 해당하는 전압값을 결정하여 이 값을 고속 데이터 획득 모드의 과교신별기의 비교기에 적용하였다.

3. 이중모드 신호 처리 모듈의 고속 데이터 획득 모드 성능 테스트

본 연구에서 제작한 이중모드 신호 처리 모듈 중 고속 데이터 획득 모드의 성능을 평가하기 위해 한국원자력의학원의 MC50 사이클로트론을 사용하여 즉발감마선을 측정하는 실험을 수행하였다. Fig. 6은 한국원자력의학원에서 실험을 수행한 세팅을 보여준다. 45 MeV의 양성자 빔을 PMMA 팬텀($30 \times 30 \times 10 \text{ cm}^3$)의 5 cm 깊이에서 조사하여 발생한 즉발감마선을 팬텀 표면으로부터 5 cm 떨어진 다중 슬릿 즉발감마선 카메라를 통하여 측정하였다. 빔 노즐에서 발생하는 배경방사선을 줄여주기 위하여 빔 노즐 방향으로 5 cm 두께의 납 벽돌을 사용하여 차폐하였으며, 섬광검출기 배열이 존재하는 케이스 위에 5 cm 두께의 납 벽돌을 추가로 올려놓아 배경방사선의 영향을 줄여주었다.

먼저 다중 슬릿 즉발감마선 카메라에서 측정된 즉발감마선 분포가 실제 양성자 빔의 선량 분포와 유사한지 확인하기 위하여 GafChromic EBT3 필름을 사용하여 45 MeV 양

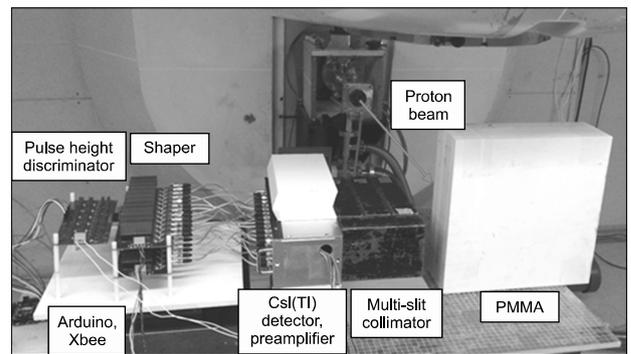


Fig. 6. Experiment setting to measure prompt gamma from a 45 MeV proton beam.

성자 빔의 선량 분포를 측정하였다. 다음으로 0.5 nA 세기의 45 MeV 양성자 빔을 PMMA에 3×10^{10} , 3×10^9 개 조사하여 발생한 즉발감마선 분포를 본 연구에서 개발한 고속 데이터 획득 모드를 이용하여 측정하였다. 측정된 즉발감마선 분포와 EBT 필름에서 측정된 양성자 빔의 선량 분포가 유사한지 확인하였다. 조사한 양성자의 수에 따른 양성자 빔의 비정 결정의 정확성을 확인하기 위해서 각각의 양성자 수에 대하여 실험을 10회 반복 수행하였다. 측정된 즉발감마선 분포를 이용하여 정량적으로 빔의 비정을 결정하기 위해서 매 측정 시 얻어진 즉발감마선 분포에 sigmoidal curve fitting을 적용하여 양성자 빔의 비정을 결정하였다.

결과 및 고찰

1. 이중모드 신호 처리 모듈의 에너지 교정 모드 성능 테스트

Fig. 7은 이중모드 신호처리 모듈 중 에너지 교정 모드를 이용하여 측정된 ^{133}Ba (356 keV), ^{22}Na (511 keV, 1,275 keV), ^{137}Cs (662 keV) 선원의 에너지 스펙트럼을 보여주고 있다. 본 결과를 통해서 에너지 교정 모드가 다채널의 섬광

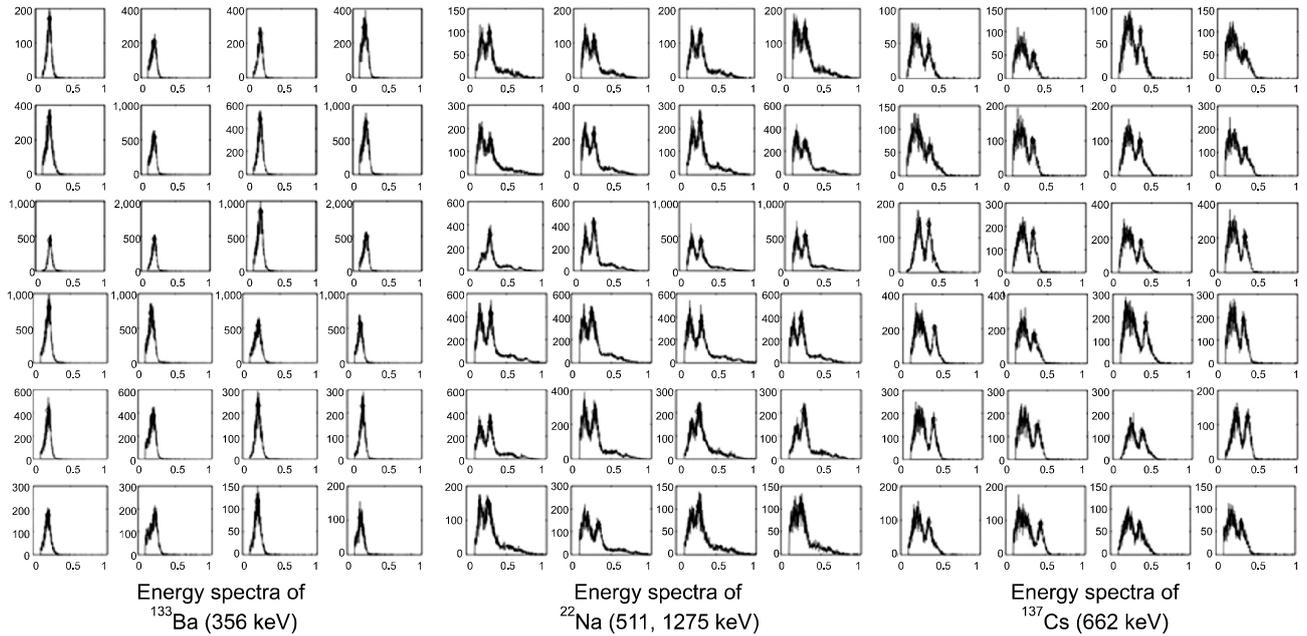


Fig. 7. Energy spectra of ^{133}Ba (356 keV), ^{22}Na (511 keV, 1,275 keV), ^{137}Cs (662 keV) sources measured by the energy calibration mode of the dual-mode signal processing system developed in the present study.

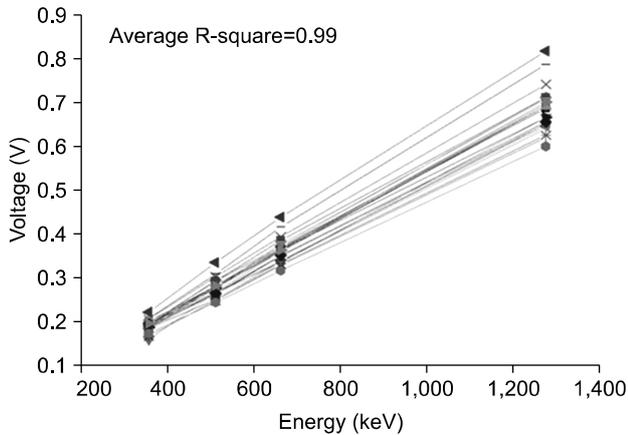


Fig. 8. Energy calibration curves for the 24 channels of the signal processing system.

검출기에 대하여 동시에 에너지를 교정할 수 있음을 확인하였고, 에너지 분해능을 평가한 결과 356, 511, 662, 1,275 keV 피크의 에너지 분해능은 $33.7\% \pm 8.5\%$, $23.2\% \pm 4.6\%$, $17.0\% \pm 3.3\%$, $8.6\% \pm 2.1\%$ 임을 확인하였다.

Fig. 8은 측정된 ^{133}Ba (356 keV), ^{22}Na (511 keV, 1,275 keV), ^{137}Cs (662 keV) 선원의 에너지 스펙트럼에서 찾은 특성 에너지 피크 위치를 이용하여 다중 슬릿 즉발감마선 카메라의 에너지 교정을 수행한 그래프이다. 24채널 섬광검

출기의 에너지 교정에서 구한 선형 직선의 평균 R 스퀘어 값은 0.99였으며, 이는 에너지를 교정하여 측정 하한인 3 MeV에 해당하는 전압값을 매우 정확하게 찾을 수 있음을 의미한다. 에너지 교정을 통해 구한 측정 하한을 가변 저항을 사용하여 비교기에 설정해주었다.

2. 이중모드 신호 처리 모듈의 고속 데이터 획득 모드 성능 테스트

Fig. 9는 EBT 필름을 사용하여 한국원자력의학원의 45 MeV 양성자 빔의 선량 분포를 측정된 결과이다. EBT 필름을 1 cm 두께의 PMMA 팬텀 사이에 끼운 후 0.5 nA의 양성자 빔에서 10초 동안 조사하였으며, PMMA 팬텀 사이의 공기층의 영향을 줄이기 위해 PMMA 팬텀을 4° 비틀어 측정하였다. EBT 필름을 통해 얻은 양성자 빔의 선량분포에서 최대 선량이 조사된 지점의 90%에 해당하는 빔의 비정을 평가한 결과 16.15 mm이었다.

Fig. 10은 3×10^{10} 개의 양성자 빔이 조사되는 동안 고속 데이터 획득 모드를 사용하여 측정된 즉발감마선을 정규화한 분포와 EBT 필름으로 측정된 percent depth dose (PDD)를 비교한 결과이다. 결과를 보면 고속 데이터 획득 모드를 사용하여 측정된 즉발감마선 분포와 양성자의 선량 분포가 비정의 끝 부분에서 매우 유사한 것을 확인할 수 있다. 또

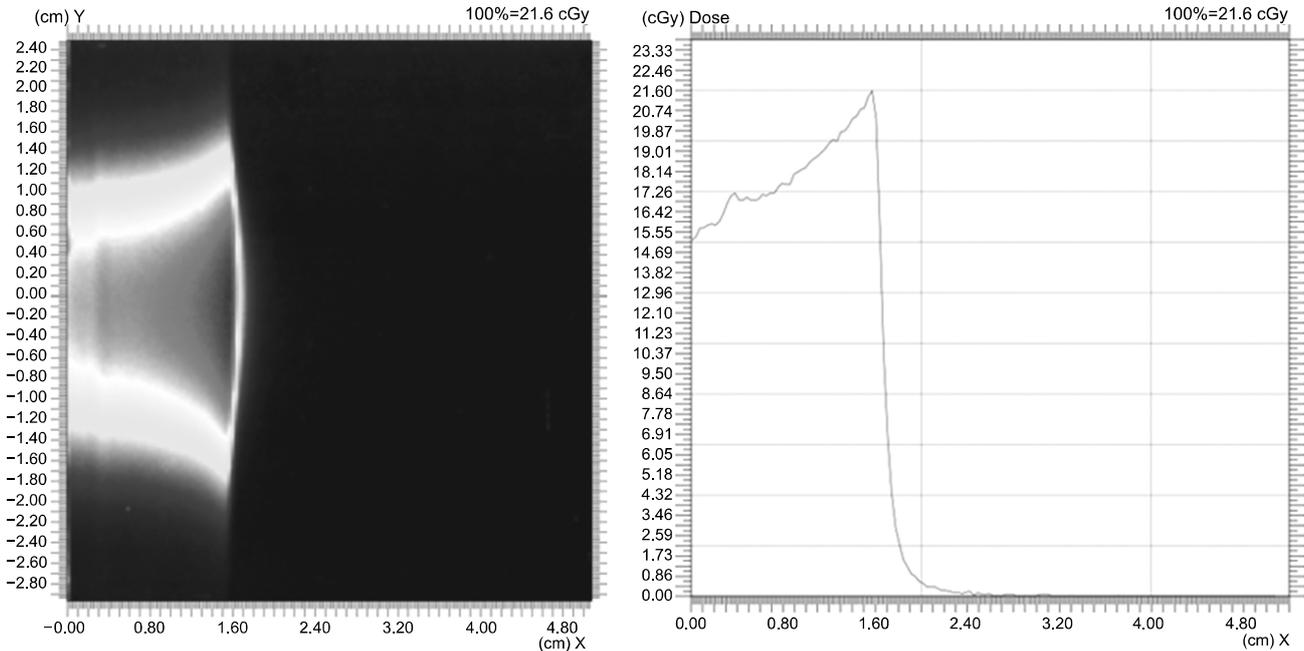


Fig. 9. Proton dose distribution (left) and its profile (right) measured by an EBT film.

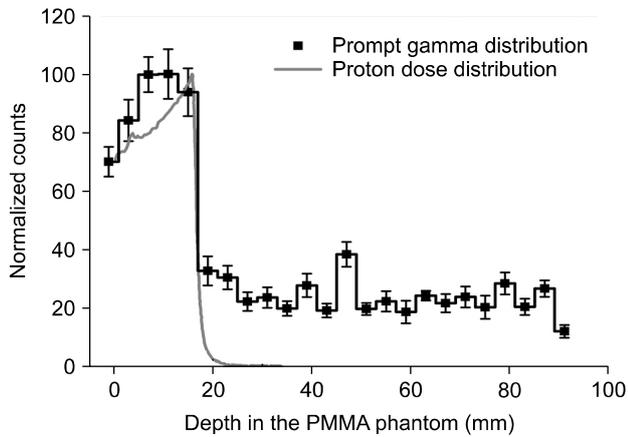


Fig. 10. Prompt-gamma distribution measured by the multi-slit prompt-gamma camera in the fast data acquisition mode for a 45 MeV proton beam of 3×10^{10} protons. The film measured proton dose distribution is shown for comparison.

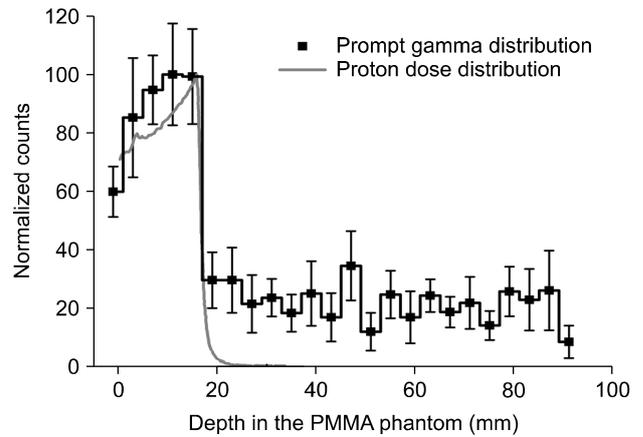


Fig. 11. Prompt-gamma distribution measured by the multi-slit prompt-gamma camera in the fast data acquisition mode for a 45 MeV proton beam of 3×10^9 protons. The film measured proton dose distribution is shown for comparison.

한, sigmoidal curve fitting의 변곡점을 사용하여 결정한 45 MeV의 양성자 빔의 비정은 17.12 ± 0.56 mm이었다. EBT 필름으로 측정된 양성자 빔의 비정인 16.15 mm와 비교하면, 45 MeV의 양성자 빔의 비정을 1 mm 이내로 재현성을 갖고 결정할 수 있음을 확인할 수 있다.

Fig. 11은 3×10^9 개의 양성자 빔을 PMMA 팬텀에 조사하여 측정된 즉발감마선 분포이다. 결과를 보면, 3×10^{10} 개의

양성자 빔을 조사하여 측정된 즉발감마선 분포보다 분포의 변동(fluctuation)이 큰 것을 확인할 수 있다. 하지만, sigmoidal curve fitting의 변곡점을 사용하여 양성자 빔의 비정을 결정한 결과 17.13 ± 0.76 mm로 비정의 평균값은 거의 차이가 없었고, 정밀도 역시 큰 차이가 없음을 확인할 수 있었다. 본 연구에서는 저에너지의 양성자 빔을 사용하였기 때문에 양성자 빔과 매질과 반응하여 발생한 중성자나 주변

구조물에 의하여 산란되어 들어오는 감마선과 같은 배경 방사선의 영향이 적어 높은 정밀도를 갖고 빔 비정을 결정할 수 있었다. 하지만, 치료 환경에서는 고에너지의 양성자 빔을 사용하기 때문에 배경 방사선의 영향이 높아져 빔 비정 정밀도 부분이 타 연구기관(knife-edgy 슬릿 카메라의 경우 2 mm (1σ),⁷⁾ 컴프턴 카메라의 경우 1 mm (1σ)¹³⁾과 유사한 값을 가질 것으로 판단된다. 본 측정 장치는 아직까지 완벽하게 개발되지 않은 실정이므로 다른 연구기관의 측정 장비에 비하여 즉발감마선의 측정 효율이 낮다. 본 연구에서는 이중모드 신호 처리 모듈의 성능을 평가하기 위하여 $3\times 30\times 30\text{ cm}^3$ 의 크기를 갖는 섬광검출기를 사용하였으나, 실제 임상에 적용하기 위한 목적으로 개발 중인 다중 슬릿 즉발감마선 카메라에서는 측정 효율을 높이기 위하여 크기가 더 큰 섬광검출기를 사용할 계획이다. 또한, 더 정확하게 양성자 빔의 비정을 결정하기 위하여 추가의 섬광검출기 배열을 기존의 섬광검출기 배열에 2 mm 엇갈려 상하로 배치시킴으로써 즉발감마선 분포의 측정 간격을 4 mm 에서 2 mm 로 변경할 계획이다.

결 론

본 연구에서는 실시간으로 즉발감마선 분포를 측정하여 양성자 빔의 비정을 정밀하게 결정하는 다중 슬릿 즉발감마선 카메라용 이중모드 신호 처리 모듈을 개발하고 성능을 평가하였다. 에너지 교정 모드의 성능을 평가한 결과 다채널의 섬광검출기의 에너지 교정을 동시에 수행하여 정확하게 측정 하한에 해당하는 전압값을 찾을 수 있음을 확인하였다. 45 MeV 양성자 빔을 사용하여 고속 데이터 획득 모듈을 평가한 결과 1 mm 이내의 빔 비정 결정의 정확도를 갖추면서 재현성을 갖고 빔의 비정을 결정하는 것을 확인하였다. 이는 실시간으로 발생한 즉발감마선을 본 연구에서 개발한 모듈을 사용하여 측정하는 데 문제가 없음을 확인하였다. 현재 임상을 적용하기 위한 목적으로 본 모듈과 측정 효율을 고려하여 제작한 섬광검출기 배열을 사용하여 다중 슬릿 즉발감마선 카메라를 개발하고 있으며, 추후 치료용 양성자 빔에서 실시간으로 양성자 빔의 비정을 결정하는 연구를 수행할 것이다.

References

1. Paganetti H: Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations. *Phys. Med. Biol.* 57:R99-R117

(2012)

2. Knopf AC, Lomax A: In vivo proton range verification: a review. *Phys. Med. Biol.* 58:R131-R160 (2012)

3. Stichelbaut F, Jongen Y: Verification of the proton beam position in the patient by the detection of prompt gamma-rays emission. Meeting of 39th Particle Therapy Co-Operative Group. (San Francisco, 2003)

4. 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)

5. Smeets J, Roellinghoff F, Prieels D, Stichelbaut F, Benilov A, Busca P, Fiorini C, Peloso R, Basilavecchia M, Frizzi T, Dehaes JC, Dubus A: Prompt gamma imaging with a slit camera for real-time range control in proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 57:3371-3405 (2012)

6. Bom V, Joulaeizadeh L, Beekman F: Real-time prompt gamma monitoring in spot-scanning proton therapy using imaging through a knife-edge-shaped slit. *Phys. Med. Biol.* 57:297-308 (2012)

7. Perali I, Celani A, Bombelli L, Fiorini C, Camera F, Clementel E, Henrotin S, Janssens G, Prieels D, Roellinghoff F, Smeets J, Stichelbaut F, Stappen FV: Prompt gamma imaging of proton pencil beams at clinical dose rate. *Phys. Med. Biol.* 59:5849-5871 (2014)

8. Priegnitz M, Helmbrecht S, Janssens G, Perali I, Smeets J, Stappen FV, Sterpin E, Fiedler F: Detection of mixed-range proton pencil beams with a prompt gamma slit camera. *Phys. Med. Biol.* 61:855-871 (2016)

9. Frandes M, Zoglauer A, Maxim V, Prost R: A tracking Compton-scattering imaging system for hadron therapy monitoring. *IEEE Trans. Nuc. Sci.* 57:144-150 (2010)

10. Richard MH, Chevallier M, Dauvergne D, Freud N, Henriquet P, Foulher Le, Letang JM, Montarou G, Ray C, Roellinghoff F, Testa E, Testa M, Walenta AH: Design guidelines for a double scattering Compton camera for prompt-gamma imaging during ion beam therapy: a Monte Carlo simulation study. *IEEE Trans. Nuc. Sci.* 58:87-94 (2011)

11. Polf JC, Avery S, Mackin DS, Beddar S: Evaluation of a stochastic reconstruction algorithm for use in Compton camera imaging and beam range verification from secondary gamma emission during proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 57:3537-3553 (2012)

12. Krimmer J, Ley JL, Abellan C, Cachemiche JP, Caponetto L, Chen X, Dahoumane M, Dauvergne D, Freud N, Joly B, Lambert D, Lestand L, Letang JM, Magne M, Mathez H, Maxim V, Montarou G, Morel C, Pinto M, Ray C, Reithinger V, Testa E, Zoccarato Y: Development of a Compton camera for medical applications based on silicon strip and scintillation detectors. *Nucl. Instrum. Meth. A* 787:98-101 (2014)

13. Mackin D, Peterson S, Beddar S, Polf JC: Imaging of prompt gamma rays emitted during delivery of clinical proton beams with a Compton camera: Feasibility studies for range verification. *Phys. Med. Biol.* 60:7085-7099 (2015)

14. Kim CH, Park JH, Seo H, Lee HR: Gamma electron vertex

- imaging and application to beam range verification in proton therapy. *Med. Phys.* 39:1001–1005 (2012)
15. Lee HR, Park JH, Kim JH, Jung WG, Kim CH: Development of signal processing modules for double-sided silicon strip detector of gamma vertex imaging for proton beam dose verification. *J. Radiat. Prot.* 39(2):81–88 (2014)
 16. Golnik C, Hueso-Gonzalez F, Muller A, Dendooven P, Enghardt W, Fiedler F, Kormoll T, Roemer K, Petzoldt J, Wagner A, Pausch G: Range assessment in particle therapy based on prompt γ -ray timing measurements. *Phys. Med. Biol.* 59:5399–5422 (2014)
 17. Hueso-Gonzalez F, Enghardt W, Fiedler F, Golnik C, Janssens G, Petzoldt J, Prieels D, Priegnitz M, Romer K, Smeets J: First test of the prompt gamma ray timing method with heterogeneous targets at a clinical proton therapy facility. *Phys. Med. Biol.* 60:6247–6272 (2015)
 18. Min CH, Lee HR, Kim CH, Lee SB: Development of array-type prompt gamma measurement system for in vivo range verification in proton therapy. *Med. Phys.* 39:2100–2107 (2012)
 19. 이한림, 박종훈, 김한성, 김찬형: 다채널 방사선 측정 장치의 데이터 획득 채널수 저감을 위한 멀티플렉싱 시스템 개발. 2013 춘계학술발표회 논문요약집 대한방사선방어학회. 140–141 (2013)

다중 슬릿 즉발감마선 카메라를 위한 이중모드 신호처리 모듈 개발

*한양대학교 원자력공학과, †한국전자통신연구원 바이오의료IT융합연구부, ‡국립암센터 양성자치료센터

박종훈* · 이한림* · 김성훈* · 김찬형* · 신동호† · 이세병‡ · 정종휘‡

양성자 치료 시 양성자 빔의 특성을 이용하여 치료 부위에 국부적인 선량을 부여하고 정상조직에 불필요한 선량을 줄이기 위해서는 인체 내 양성자 빔의 비정을 실시간으로 확인하는 것이 중요하다. 이를 위해 본 연구팀은 24개의 섬광검출기 배열 및 24채널의 신호 처리 시스템으로 구성된 즉발감마선 카메라 모듈을 개발하고 있다. 본 연구에서는 다채널의 섬광검출기 신호를 처리하기 위하여 이중모드 다채널 신호 처리 모듈을 개발하여 그 성능을 평가해보았다. 성능을 평가한 결과 에너지 교정 모드를 통해 다채널의 섬광검출기에 대하여 동시에 에너지 교정이 가능함을 확인하였고, 이를 통하여 정확하게 3 MeV에 해당하는 측정 하한 값을 결정할 수 있었다. 고속 데이터 획득 모드를 통해 45 MeV 양성자 빔에서 발생한 즉발감마선 분포를 측정한 결과 3×10^9 개의 양성자 빔에서도 양성자 선량 분포와 유사한 결과를 얻을 수 있었고, 빔 비정을 평가한 결과 17.13 ± 0.76 mm로 EBT film을 통하여 측정된 비정인 16.15 mm와 굉장히 밀접한 관련이 있음을 확인하였다.

중심단어: 양성자 치료, 다중 슬릿 즉발감마선 카메라, 다중 슬릿 집속 장치, 섬광검출기 배열, 이중모드 신호 처리 모듈