

# 양성자 빔 선량 분포 검증을 위한 감마 꼭지점 영상 장치의 양면 실리콘 스트립 검출기 신호처리 모듈 개발

이한림\*, 박종훈\*, 김재현\*, 정원균†, 김찬형\*

\*한양대학교 원자력공학과, †한국원자력의학원 중입자임상연구부

2014년 3월 12일 접수 / 2014년 4월 22일 1차 수정 / 2014년 6월 2일 2차 수정 / 2014년 6월 4일 채택

최근, 인체 내 양성자 빔의 선량 분포를 검증하기 위해 새로운 개념의 영상기법인 감마 꼭지점 영상(gamma vertex imaging, GVI)이 제안되었다. GVI는 양성자 빔과 매질과의 핵반응으로 인해 발생하는 즉발감마선의 발생 위치를 결정하기 위해 입사한 감마선을 전자 변환기에서 전자로 변환한 후 전자의 궤적을 추적하는 방법을 사용한다. GVI 영상 장치는 감마선을 전자로 변환하기 위한 전자 변환기, 전자 궤적을 추적하기 위한 2대의 양면 실리콘 스트립 검출기(double-sided silicon strip detector, DSSD)와 전자의 에너지 결정을 위한 섬광체 흡수부 검출기로 이루어진다. 본 연구에서는 GVI 영상 장치를 구성하는 DSSD 전용의 신호처리 장치를 구성하는 핵심 장치인 전하 민감형 전치증폭기(charge sensitive preamplifier, CSP) 모듈과 성형 증폭기 모듈을 개발하였으며, 상용 제품과 성능을 비교해 보았다. 감마선원의 에너지 스펙트럼 측정 결과, 자체제작 CSP 모듈이 상용 제품보다 에너지 분해능이 약간 낮은 것을 확인하였으며, 성형 증폭기의 경우 거의 동일한 성능을 보여주는 것을 확인할 수 있었다. 개발된 신호처리 장치의 노이즈의 크기를 나타내는  $V_{rms}$  값은 6.48 keV으로 평가되었으며, 이는 145  $\mu\text{m}$ 의 DSSD에 전달되는 전자의 에너지( $\sim 51$  keV)를 고려할 때 본 장치를 이용하여 전자의 궤적을 충분히 정확하게 결정할 수 있음을 확인할 수 있음을 보여준다.

중심어: 양성자 치료, 선량 검증, 즉발감마선, 감마 꼭지점 영상, 양면 실리콘 스트립 검출기, 신호처리 장치

## 1. 서론

방사선 치료에 있어 원하는 치료부위에 계획된 선량을 정밀하게 전달하면서, 치료 부위 주변의 정상조직에 전달되는 불필요한 선량을 최소화하는 것이 매우 중요하다[1]. 이러한 임상적 요구를 달성하기 위해 빔의 비정의 끝에서 대부분의 선량을 전달하는 양성자 빔을 이용한 방사선 치료가 제안되었으며[1,2], 그 효용성을 인정받아 전 세계적으로 양성자 치료를 받은 환자의 수와 운영 및 건설을 계획 중인 양성자 치료 센터의 수가 급격하게 증가하고 있는 추세이다[3]. 하지만 인체 내 양성자 빔의 선량 분포는 치료 계획에서의 선량 계산의 불확실성, 환자의 신체 변화, 장기의 움직임 등에 영향을 받기 때문에 양성자 빔의 선량 분포의 장점이 치료에 효과적으로 활용되지 못하고 있으며, 치료 시 추가적인 선량 마진을 적용하고 있다[4-6].

양성자 치료 시 불필요한 선량 마진을 최소화하면서 양성자 선량 분포의 장점을 활용한 정밀한 치료를 수행하기 위해 치료 중 환자 내 양성자 빔의 선량 분포를 확인하는 기술의 필요성이 대두하고 있다[6]. 양성자 빔은 주변 매질에 에너지를 전달하고 인체 내에서 완전히 흡수되

기 때문에 양성자 빔의 분포를 직접 측정하는 방법은 실제 임상에 적용되기에 많은 제약이 있다[5,6]. 이에 양성자 빔과 인체 내 매질과의 핵반응으로 발생하는 2차 입자인 즉발감마선의 분포를 환자 외부에서 측정하여 양성자 빔의 선량 분포를 검증하는 방법이 제안되었다[7]. 고에너지의 즉발감마선 분포를 측정하기 위해 배열형 집속장치 기반의 검출 장치[8,9], 슬릿형 집속 장치에 기반의 검출 장치[10,11], 컴프턴 카메라[12,13] 등 다양한 측정 장치가 제안되었지만, 아직 임상에 적용되지 못하고 원리 검증 단계에 머무르고 있다.

최근, 즉발감마선 2차원 분포를 효과적으로 측정하기 위해 새로운 영상 기법인 감마 꼭지점 영상(gamma vertex imaging, GVI)이 제안되었으며, 몬테칼로 전산 모사를 바탕으로 치료용 양성자 빔에 대한 적용 가능성을 확인하였다[14]. GVI 영상 장치는 입사한 즉발감마선을 전자 변환기를 통해 컴프턴 전자로 변환한 후 변환된 전자의 궤적을 추적하여 발생한 즉발감마선의 위치를 결정한다. 이를 위해 GVI 영상 장치는 입사한 감마선을 전자로 변환하는 베릴륨 전자 변환기, 전자 궤적을 결정하기 위한 두 대의 양면 실리콘 스트립 검출기(double-sided silicon strip detector, DSSD)와 전자의 에너지를 결정하기 위한 섬광체 흡수부 검출기로 구성된다. 본 연구에서는 GVI 영상 장치를 구성하는 DSSD 전용의 신호처리 장

교신저자: 김찬형, chkim@hanyang.ac.kr  
서울시 성동구 왕십리로 222 한양대학교 원자력공학과

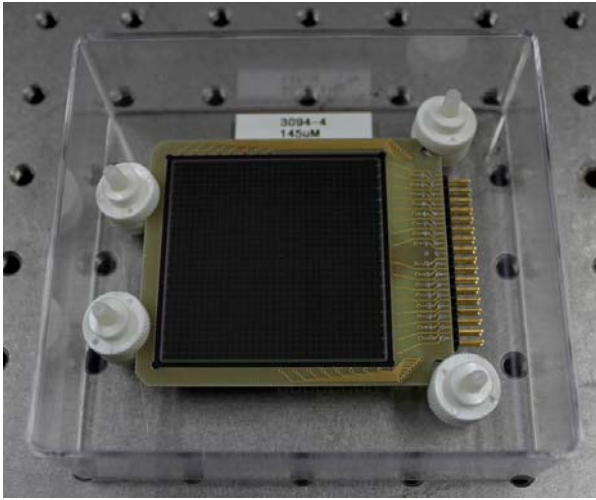
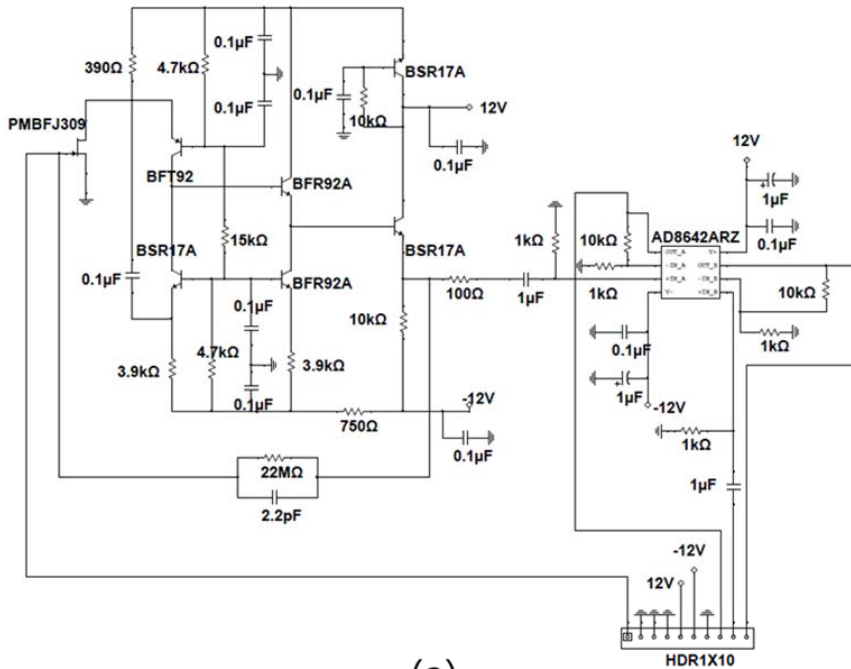


Fig. 1. Double-sided silicon strip detector (DSSD) for the Compton-recoiled electron tracking.

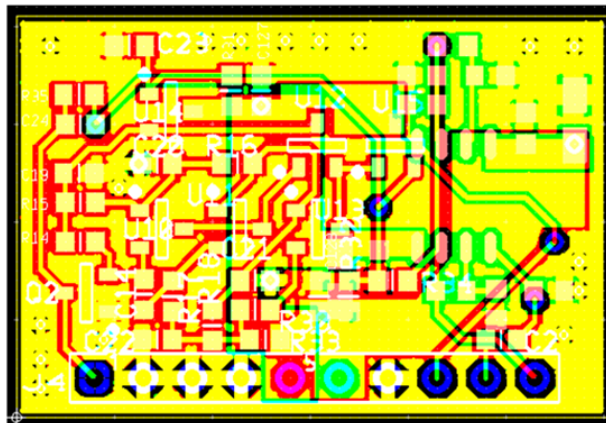
치를 구성하기 위해 핵심 장치인 전하 민감형 전치증폭기 (charge sensitive preamplifier, CSP) 모듈과 성형 증폭기 모듈을 개발하였다. 본 연구에서 개발된 CSP 모듈은 DSSD의 스트립에서 발생하는 전하 신호를 전압 신호로 바꿔주는 역할을 하며, 성형 증폭기 모듈은 변환된 전압 신호를 증폭하면서 가우시안 형태로 신호를 성형하는 역할을 한다. 개발된 모듈형의 신호처리 장치의 성능을 평가하기 위해 에너지 분해능 평가 및 노이즈 분석을 수행하였으며 상용 제품과 성능을 비교해 보았다.

## 2. 재료 및 방법

양성자 빔의 핵반응으로 인해 발생한 즉발감마선의 분포를 정확하게 결정하기 위해서는 전자 변환기에서 변환된 전자의 궤적을 정확하게 측정하는 것이 필요하다. 이



(a)



(b)

Fig. 2. Schematic diagram (a) and board layout (b) of the charge sensitive preamplifier (CSP) module.

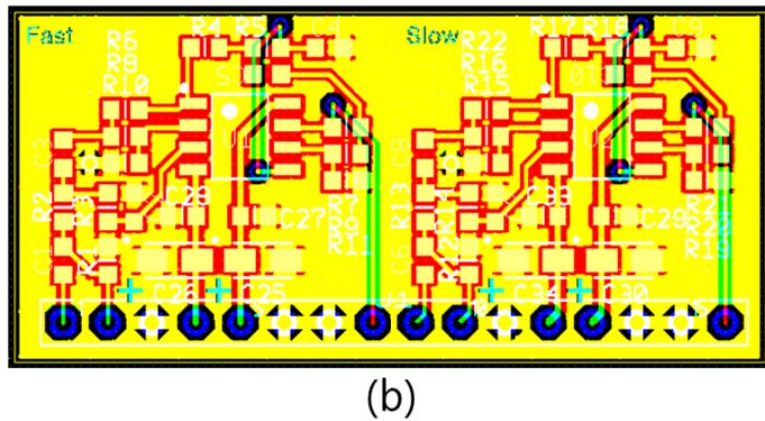
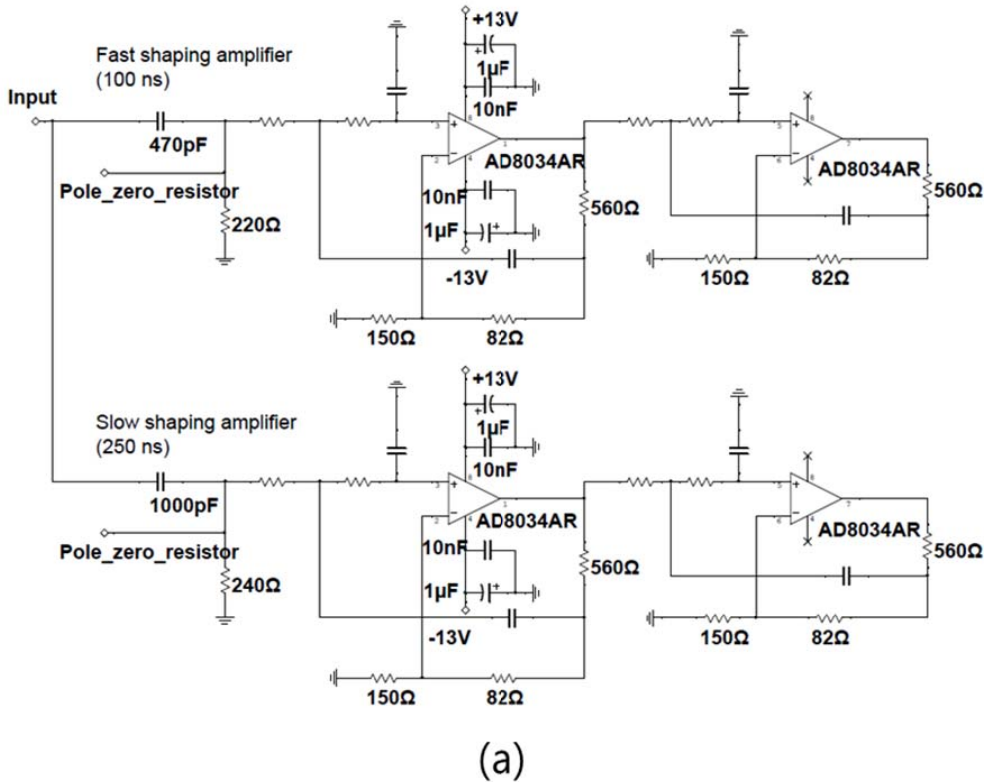


Fig. 3. Schematic diagram (a) and board layout (b) of the shaping amplifier module. The module was integrated with two different kind of shaping amplifiers with 100 ns and 250 ns shaping time.

를 위해 원리 검증용 GVI 영상 장치에서는 2대의 DSSD를 사용할 예정이다. DSSD(W1 type, Micron Semiconductor Limited, UK)의 면적은  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 이며 방사선과 반응한 2차원적 위치(x, y)를 결정하기 위해 각 면에 총 16개의 스트립이 3.125 mm 간격으로 배열되어 있다(그림 1). 따라서 하나의 DSSD에서의 반응 위치를 결정하기 위해서는 양면을 구성하는 총 32개의 스트립에서 발생하는 이날로그 신호를 처리해야 하며, 두 대의 DSSD를 위해 총 64 채널의 신호처리 장치를 구성해야 한다. 이를 위해 본 연구에서는 DSSD 전용의 다채널 신호처리 장치를 구성하기 위한 모듈형의 CSP와 성형 증폭기를 개발하였다. 개발된 모듈형의 신호처리 장치는 하나의 스트립에서 발생하는 신호를 처리하며, 하나의 DSSD에서 발

생하는 신호를 처리하기 위해 총 32개의 CSP 모듈과 성형 증폭기 모듈이 사용될 것이다.

먼저 저잡음의 DSSD의 신호처리 장치를 구성하는 핵심 부품인 CSP 모듈을 개발하였다. 방사선이 DSSD와 반응을 하면 각 면을 구성하는 16개의 스트립 중 하나의 스트립에서 전하신호가 발생하는데 CSP 모듈은 이 전하신호를 전압 신호로 바꿔주는 역할을 수행한다. 본 연구에서는 Thomas S.L. et al.의 논문[15]을 참조하여 DSSD용 CSP 모듈을 설계하였다. 그림 2.(a)는 Multisim National Instruments, TX) 프로그램을 사용하여 설계한 CSP의 모습을 보여준다. CSP의 감쇠 시간상수는  $48 \mu\text{s} \parallel 22 \text{ Mohm}$  피드백 저항, 2.2 pF 피드백 축전용량, Thomas S.L. et al.의 논문[15] 참조)이며, 향후 개발될 32채널 DSSD용

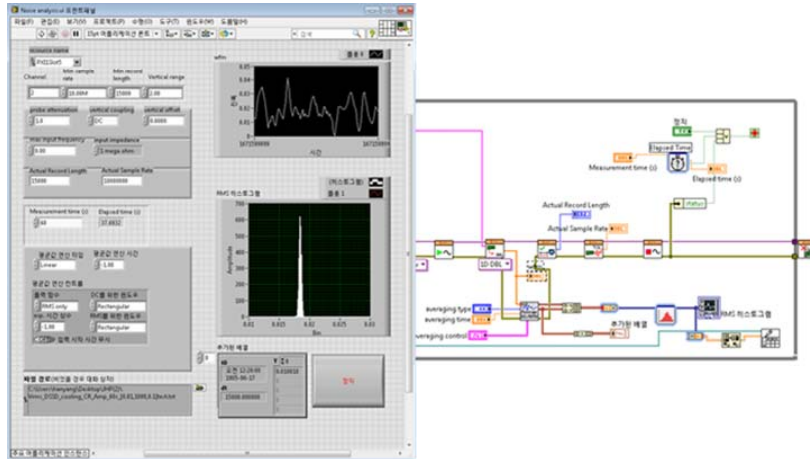


Fig. 4. The LabVIEW-based program for the  $V_{rms}$  analysis of the developed signal processing system and DSSD.

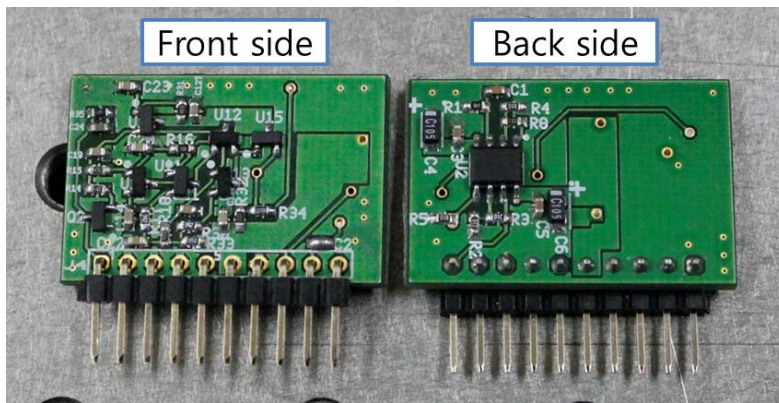


Fig. 5. The developed CSP module.

신호처리 보드에 본 모듈을 적용하기 위해 CSP의 신호를 추가로 증폭하는 2단 연산 증폭기를 모듈에 포함하여 설계하였다. 또한, CSP의 DC offset이 뒤에 연결된 연산 증폭기에서 증폭이 되는 것을 방지하기 위해 연산증폭기 앞에 CR 필터를 적용하였다. 그림 2.(b)는 설계를 바탕으로 Ultiboard National Instruments, TX) 프로그램을 이용하여 디자인한 기판의 레이아웃을 보여준다. 개발된 CSP 모듈의 성능을 평가하기 위해 145 um 두께의 DSSD와 감마선원을 이용하여 에너지 스펙트럼을 측정하는 실험을 수행하였다. 이때 CSP 모듈에서 발생한 신호를 성형하기 위해 상용 제품인 CR-200 shaping time: 250 ns, Cremat, Inc., MA)을 사용하였다. 사용한 감마선원은  $^{241}\text{Am}$ (59.5 keV),  $^{133}\text{Ba}$ (31, 80 keV),  $^{57}\text{Co}$ (122 keV)이었으며, 검출기로부터 1.5 cm 떨어진 곳에 있는 감마선원을 30분 동안 측정하였다. 또한 제작한 CSP의 성능을 비교하기 위해 동일한 실험 조건에서 자체 제작한 CSP 모듈만 상용 제품(CR-110, Cremat, Inc., MA)으로 교체하여 에너지 스펙트럼을 측정하였다(본 결과는 그림 6 참조).

다음으로 CSP 모듈에서 전압 신호로 변환된 신호를 증폭하고 가우시안 형태로의 파형을 성형하기 위해 성형 증폭기 모듈을 개발하였다. 성형 증폭기 모듈의 앞단에 커패시터와 저항으로 이루어진 미분기를 적용하여 CSP에서 발생한 전압 신호의 감쇠 시간을 줄여주었으며, 외부에

위치한 가변 저항을 통해 Pole/Zero correction을 수행하여 성형 증폭기의 출력 신호의 undershoot를 최소화할 수 있게 하였다. 가우시안 형태로 신호 성형을 위해 연산 증폭기를 이용하여 Sallen-key 2차 저역 통과 필터 2개로 구성된 active filter를 적용하였다. 본 연구에서는 100 ns와 250 ns의 성형시간을 가지는 두 종류의 성형증폭기를 Multisim 프로그램을 이용하여 설계하였다(그림 3.(a)). 본 성형시간은 노이즈를 고려하여 결정된 값은 아니며, 향후 적용될 신호 획득 채널 저감을 위한 멀티플렉싱(multiplexing) 시스템과 연동이 될 때 멀티플렉싱 시스템에 의한 불감 시간을 줄이기 위해 결정한 값이다. 100 ns의 성형 증폭기는 멀티플렉싱 시스템의 동작을 위한 trigger로 사용되며, 250 ns의 성형 증폭기는 반응이 일어난 스트립의 방사선 에너지 정보를 얻는데 사용된다.

또한 Ultiboard 프로그램을 이용하여 두 종류의 성형증폭기로 구성된 성형 증폭기 모듈의 레이아웃을 설계하였다(그림 3.(b)). 본 연구에서 개발한 성형 증폭기 모듈의 성능을 확인하기 위해 펄스 발생기(419, ORTEC, TX)의 전압 신호를 입력하였을 때 성형 증폭기에서 발생하는 신호의 파형을 확인하였다. 또한, NaI(Tl) 섬광체 검출기(905-4, ORTEC, TX)와 PMT base 276, ORTEC, TX)로 이루어진 검출 시스템과 개발된 성형증폭기 모듈을 사용하여 감마선원의 에너지 스펙트럼을 측정하는 실험을 수행

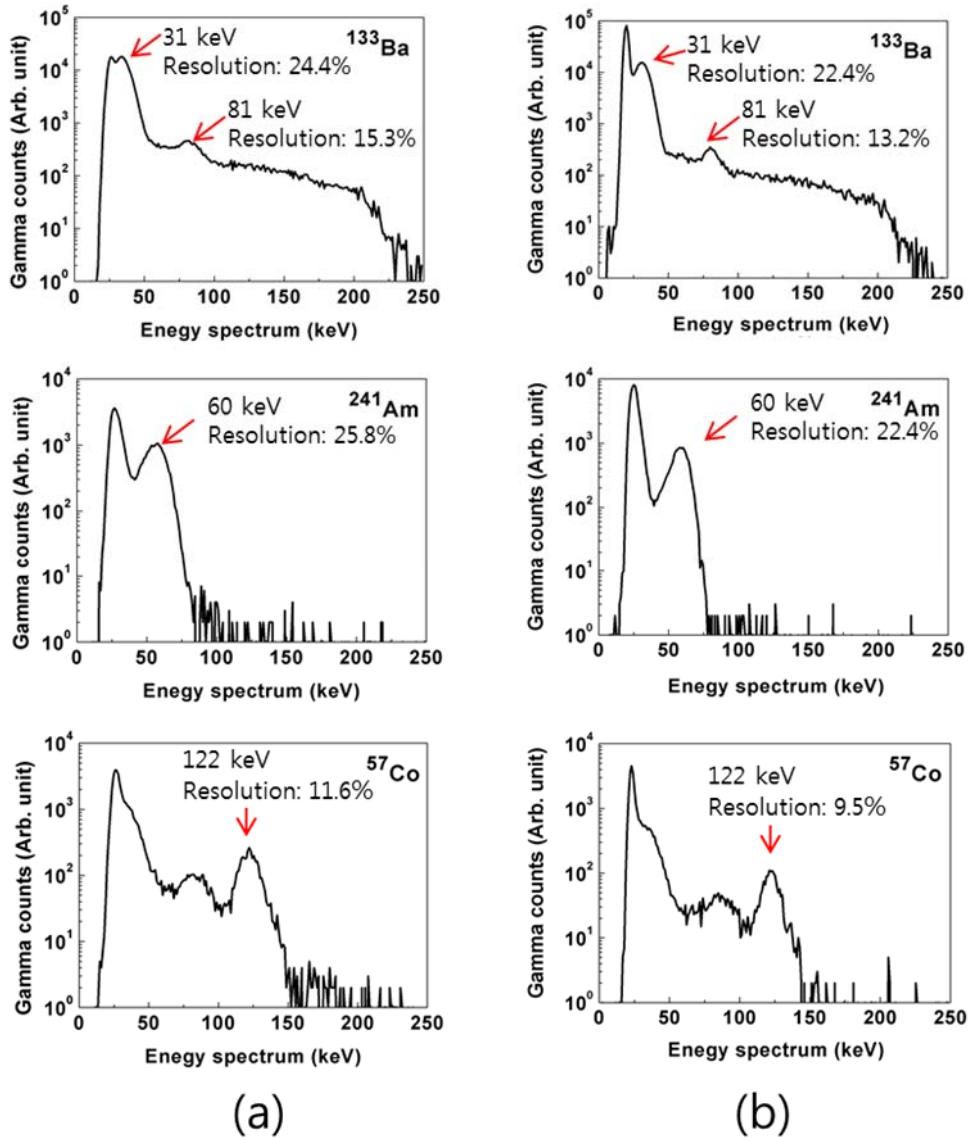


Fig. 6. Measured energy spectra using the developed CSP module (a) and CR-110 (b). The energy resolutions were estimated for 31, 81, 60, 122 keV peak.

하였다. 에너지 스펙트럼 측정에 사용된 선원은 <sup>137</sup>Cs(662 keV)이며, 선원과 검출기 간의 거리는 15 cm, 측정 시간은 10분이었다. 또한 동일한 실험조건에서 개발된 성형 증폭기 모듈만 상용 성형 증폭기(CR-200)로 변경하여 에너지 스펙트럼을 측정하였으며, 이를 바탕으로 제작한 성형 증폭기 모듈의 성능을 평가하였다(본 결과는 그림 9 참조).

마지막으로 본 연구에서 개발한 CSP와 성형 증폭기 모듈이 GVI 영상 장치에 적용될 수 있는지를 평가하였다. 전자의 궤적 추적 시 검출기에 의한 궤적의 변화를 최소화하기 위해서는 얇은 두께의 DSSD를 사용하는 것이 유리하지만 DSSD의 두께가 얇아지면 전자가 검출기에 전달하는 에너지가 낮아지게 된다. 만약, DSSD와 신호처리 장치의 노이즈가 커서 신호 대 잡음비(signal to noise ratio)가 나쁘다면 얇은 DSSD를 이용하여 전자의 궤적을

추적하는 것이 불가능해질 수 있다. 따라서 본 연구에서는 DSSD와 신호처리 장치의 노이즈 강도를 나타내는  $V_{rms}$ 를 평가하고 이를 바탕으로 본 연구에서 개발한 신호처리 장치를 GVI 영상 장치에 적용할 수 있는지를 평가하였다. 먼저,  $V_{rms}$ 를 평가하기 위해 LabVIEW National Instruments, TX) 기반의 측정 프로그램을 개발하였으며(그림 4), 이를 이용하여 감마선원 없이 DSSD (capacitance= 977 pF)가 연결된 상태에서 신호처리 장치에서 발생하는 전압 신호의 제곱 평균 제곱근(root mean square, RMS)를 계산하여  $V_{rms}$ 를 결정하였다. 검출기 신호의 RMS 값을 계산하기 위해 LabVIEW 프로그램의 내장 함수인 DC-RMS 평균값 연산함수를 사용하였으며, P-side의 10번째 스트립에서 발생하는 신호에 대해 1분간  $V_{rms}$ 의 분포를 측정하여 피크 높이가 최대가 되는 지점을 측정 장치의  $V_{rms}$ 로 결정하였다. 측정된  $V_{rms}$ 를 ENC

(equivalent noise charge)로 변환하기 위해 감마선원을 이용한 에너지 교정을 수행하였다. 먼저, DSSD와 본 연구에서 제작한 CSP 모듈 및 성형 증폭기 모듈을 이용하여  $^{241}\text{Am}$ (59.5 keV),  $^{133}\text{Ba}$ (31, 80 keV),  $^{57}\text{Co}$ (122 keV)의 에너지 스펙트럼을 측정하여 감마선 피크의 위치(전압)를 확인하였다. 이렇게 확인된 5개의 감마선 피크 위치와 이에 해당하는 감마선 에너지를 이용하여 선형회기 분석을 통해 에너지 교정 함수를 구하였으며, 이를 이용하여 전압 단위의  $V_{\text{rms}}$  값을 에너지 단위의  $V_{\text{rms}}$ 로 변환하였다. 또한 실리콘의 이온화 에너지(3.62 eV/ion pair) 및 전자의 전하량을 고려하여 ENC 값을 계산하였다. 이 노이즈 값을 전자 변환기에서 변환된 전자가 DSSD에 전달할 것으로 예상하는 에너지와 비교하여 GVI 영상 장치의 적용 가능성을 평가하였다.

### 3. 결과 및 논의

그림 5는 본 연구에서 설계한 회로도 및 디자인한 기판 레이아웃을 바탕으로 개발한 모듈형의 CSP 모습을 보여 준다. CSP 앞면은 스트립의 전하신호를 전압신호로 바꾸기 위한 부분이며, 뒷면은 변환된 전압신호를 증폭시켜 주기 위한 부분이다. 그림 6은 개발된 CSP 모듈을 이용하

여 측정된 감마선원의 에너지 스펙트럼 결과이다. 비교를 위해 동일한 측정 조건에서 CSP 모듈만 상용 제품(CR-110)으로 교체하여 에너지 스펙트럼을 측정하였으며, 측정된 감마선 피크의 에너지 분해능을 평가하였다. 각 감마선 피크에 대해 개발된 CSP 모듈을 이용하여 획득한 감마선 피크의 에너지 분해능은 25.8%(60 keV),

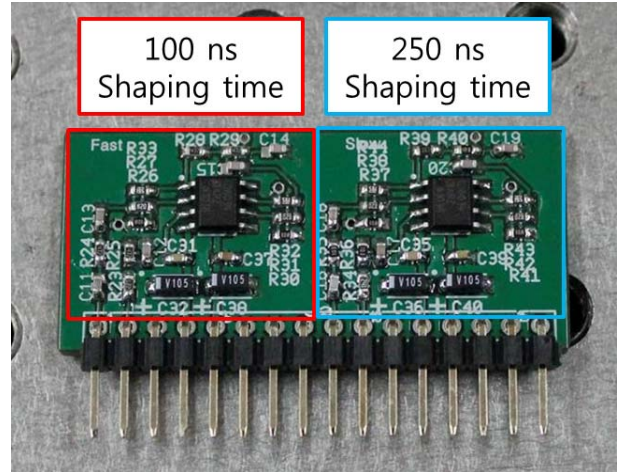


Fig. 7. The developed shaping amplifier module with 100 ns and 250 ns shaping time.

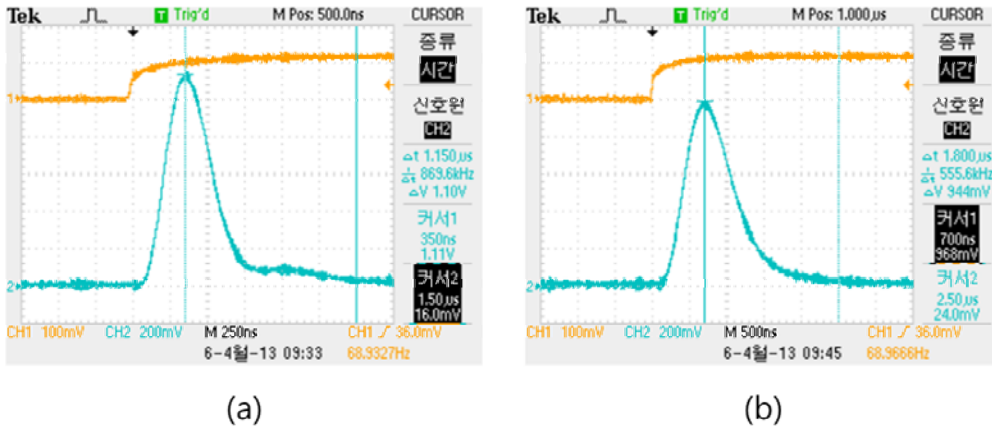


Fig. 8. The output waveforms of the shaping amplifier module with 100 ns (a) and 250 ns (a) shaping time.

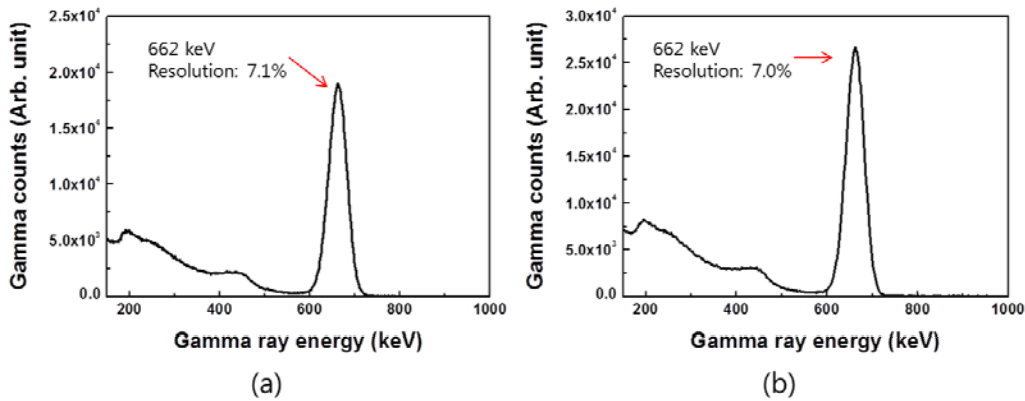


Fig. 9. The measured energy spectra using the developed shaping amplifier module (a) and the CR-200 (b). The shaping time of each amplifier was 250 ns.

24.4%(31 keV), 15.3%(80 keV), 11.6%(122 keV)이었으며, CR-110의 경우 22.4%(60 keV), 22.5%(31 keV), 13.2%(80 keV), 9.5%(122 keV)으로 본 연구에서 개발한 CSP 모듈의 에너지 분해능이 약간 낮은 것을 확인하였다. 본 연구에서 개발한 CSP 모듈을 다채널 신호처리 시스템 구성에 사용한다면 장치의 개발 비용을 감소시킬 수 있을 것으로 기대하며 향후 자체제작 모듈 기반의 다채널 신호처리 시스템을 이용한 실험을 결과를 바탕으로 CSP 모듈의 성능을 개선할 예정이다.

그림 7은 본 연구에서 개발한 성형 증폭기 모듈의 모습을 보여준다. 하나의 성형 증폭기 모듈은 100 ns (좌)와 250 ns (우)의 성형시간을 가지는 성형 증폭기 두 개로 구성되어있다. 그림 8은 개발된 성형 증폭기 모듈에서 발생하는 100 ns 및 250 ns의 성형시간을 가지는 신호 파형의 모습을 보여준다. 본 연구에서 설계한 대로 가우시안 형태의 출력 신호가 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 파형의 FWHM (full width at half maximum)을 상용 제품과 비교해 보면, 상용 제품인 CR-200의 경우 FWHM이 240 ns, 590 ns이었으며, 자체 개발한 성형 증폭기 모듈의 경우 212 ns, 612 ns로 상용 제품과 거의 동일한 것을 확인하였다.

그림 9는 PMT 기반의 섬광체 검출기를 이용하여 자체 제작 성형 증폭기 모듈(a) 및 상용 제품(b)을 이용하여 획득한 감마선원의 에너지 스펙트럼의 결과를 보여준다. 100 ns의 성형 시간을 가지는 성형 증폭기의 경우 향후 적용할 멀티플렉싱 시스템을 작동하기 위한 trigger 신호로만 사용될 것이기 때문에 250 ns의 성형시간을 가지는 성형 증폭기에 대해서만 에너지 스펙트럼 측정연구를 수행하였다. 측정된 에너지 스펙트럼을 바탕으로 에너지 분해능을 확인해본 결과, 662 keV 감마선 피크에 대해 자체제작 성형 증폭기 모듈의 경우 7.1%였으며, 상용 제품인 CR-200의 경우 7.0%이었다. 에너지 분해능 결과를 살펴보면 두 성형 증폭기 간의 성능에는 큰 차이가 없는 것을 확인할 수 있었다.

다음으로 GVI 영상 장치에 본 연구에서 개발한 신호처리 장치를 적용할 수 있는지를 평가하기 위해  $V_{rms}$ 를 측정해 보았다. 표 1은 본 연구에서 개발한  $V_{rms}$  측정 프로그램을 이용하여 측정한 검출 장치의  $V_{rms}$  및 이를 바탕으로 평가한 ENC의 결과를 보여준다. 상용 제품과 자체 제작 신호처리 장치의 증폭도의 차이로 전압 단위의  $V_{rms}$  값은 자체제작 시스템이 더 높게 나왔지만 에너지 교정 함수를 이용하여 에너지 단위로 환산한 결과를 확인해 보면, 개발한 신호처리 장치의  $V_{rms}$  값은 6.48 keV이었고, 상용 제품(CR-110, CR-200 조합)의 경우 그 값이 6.34 keV이었다. 두 장치의  $V_{rms}$ 를 비교해 보면 노이즈에서는 큰 차이가 없음을 확인할 수 있었다. 개발한 신호처리 장치의 적용 가능성을 평가하기 위해 유효 이벤트(즉, 두 대의 DSSD를 통과하고 흡수부에 검출되는 이벤트) 발생 시 하나의 DSSD에 전달하는 전자의 최소 에너지를 평가해 보면, 145  $\mu$ m의 DSSD의 경우 전달되는 에너지가 대략 51 keV이었다. 본 연구에서 개발한 신호처리 장치의  $V_{rms}$  값이 6.48 keV임을 고려한다면, 본 장치를 이용하여

**Table 1.** The  $V_{rms}$  and ENC(equivalent noise charge) Results of the CSP Module (a) and CR-110 (b) Based Signal Processing System.

P-side (10th strip)	$V_{rms}$ (V)	$V_{rms}$ (keV)	ENC (fc)
CSP module	0.1248	6.48	0.29
CR-110	0.017	6.34	+0.28

전자의 궤적을 정확하게 결정하는 것이 가능하다는 것을 확인할 수 있었다.

본 연구에서 개발한 모듈의 성능 평가 결과를 살펴보면, 개발한 모듈 기반의 신호처리 시스템의 노이즈는 상용 제품을 이용하여 구성된 신호처리 시스템의 노이즈와 거의 차이가 없었지만 CSP 모듈의 성능만 개별적으로 측정된 실험 결과를 살펴보면 상용 제품과의 에너지 분해능에서는 다소 떨어지는 결과를 보여주었다. 개별 성능 평가 및 전반적인 노이즈 평가를 위해 개발한 신호처리 모듈 및 상용 제품을 다양한 조합으로 연결해야 할 필요가 있었기 때문에 각 모듈을 위한 신호처리 기관의 차이가 있었고 이로 인해 두 결과의 차이가 발생한 것으로 예상된다. 본 연구에서는 개발한 모듈의 사용하여 전자의 궤적을 정확하게 추적할 수 있음을 확인하였으며 향후, 실제로 GVI 영상 장치를 구성할 CSP 모듈 및 성형 증폭기 모듈 기반의 32채널 신호처리 시스템에 대해서 에너지 분해능 및 노이즈 평가를 수행하는 것이 필요하다.

## 4. 결론

본 연구에서는 GVI 영상획득을 위해 전자 변환기에서 변환된 전자의 궤적을 추적하기 위한 DSSD 전용의 아날로그 신호처리 장치를 개발하였다. 개발된 신호처리 장치와 상용 제품의 성능을 비교를 통해 CSP 모듈의 경우 에너지 분해능이 약간 낮은 것을 확인하였으며, 성형 증폭기의 경우 거의 동일한 성능을 보여주는 것을 확인하였다. 또한, 노이즈 분석을 통해 본 연구에서 개발한 신호처리 장치를 이용하여 컴프턴 전자의 궤적을 정확하게 추적할 수 있음을 확인하였다. 현재, DSSD의 한 면에서 발생하는 16개의 출력 채널을 전자가 반응한 스트립의 정보와 이때 전달한 에너지 정보를 가진 2개의 출력 채널로 줄이기 위한 멀티플렉싱 시스템 기반의 신호 획득 시스템 개발 중이며, 다채널 신호처리 시스템에 이를 적용하여 DSSD에서 반응하는 방사선의 2차원 분포를 결정하는 연구를 수행할 것이다.

## 감사의 글

이 논문은 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 원자력연구사업임(No. 2012-K001146, 2012M2A8A5026057, 2014M2B2A4030572).

## 참고문헌

- Schardt D, Elsässer T, Schulz-Ertner D. Heavy-ion tumor therapy: Physical and radiobiological benefits.

- Rev. Mod. Phys. 2010;82:383-425.
- Wilson RR. Radiological, use of fast protons. *Radiology*. 1946;47:487-491.
  - PTCOG patient statistics of particle therapy centers per end of 2012. [http://ptcog.web.psi.ch/Archive/pat\\_statistics/Patientstatistics-updateMar2013.pdf](http://ptcog.web.psi.ch/Archive/pat_statistics/Patientstatistics-updateMar2013.pdf).
  - Paganetti H. Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations. *Phys. Med. Biol.* 2012;57:R99-R117.
  - Lu HM. A point dose method for in vivo range verification in proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 2008;53:N415-N422.
  - Knopf AC, Lomax A. In vivo proton range verification: a review. *Phys. Med. Biol.* 2012;58:R131-R160.
  - 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.* 2006;89:183517.
  - Min CH, Lee HR, Lee SB, Kim CH. Development of array-type prompt gamma measurement system for in vivo range verification in proton therapy. *Med. Phys.* 2012;39:2100-2107.
  - Lee HR, Park JH, Kim HS, Kim CH. Two-dimensional measurement of the prompt-gamma distribution for proton dose distribution monitoring. *J. Korean Phys. Soc.* 2012;61:1385-1389
  - 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.* 2012;57:297-308.
  - 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.* 2012;57:3371-3405.
  - Mackin D, Peterson S, Beddar S, Polf J. 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.* 2012;57:3537-3553.
  - Kurosawa S, Kubo H, Ueno K, Kabuki S, Iwaki S, Takahashi M, Taniue K, Higashi N, Miuchi K, Tanimori T, Kim D, Kim J. Prompt gamma detection for range verification in proton therapy. *Curr. Appl. Phys.* 2012;12:364-368.
  - Kim CH, Park JH, Seo H, Lee HR. Gamma electron vertex imaging and application to beam range verification in proton therapy. *Med. Phys.* 2012;39:1001-1005
  - Thomas SL, Davinson T, Shotter AC. A modular amplifier system for the readout of silicon strip detectors. *Nucl. Instrum. Meth. A.* 1990;288:212-218.

## Development of Signal Processing Modules for Double-sided Silicon Strip Detector of Gamma Vertex Imaging for Proton Beam Dose Verification

Han Rim Lee\*, Jong Hoon Park\*, Jae Hyeon Kim\*, Won Gyun Jung†, and Chan Hyeong Kim\*

\*Department of Nuclear Engineering, Hanyang University

†Heavy-ion Clinical Research Division, Korea Institute of Radiological & Medical Sciences

**Abstract** - Recently, a new imaging method, gamma vertex imaging (GVI), was proposed for the verification of in-vivo proton dose distribution. In GVI, the vertices of prompt gammas generated by proton induced nuclear interaction were determined by tracking the Compton-recoiled electrons. The GVI system is composed of a beryllium electron converter for converting gamma to electron, two double-sided silicon strip detectors (DSSDs) for the electron tracking, and a scintillation detector for the energy determination of the electron. In the present study, the modules of a charge sensitive preamplifier (CSP) and a shaping amplifier for the analog signal processing of DSSD were developed and the performances were evaluated by comparing the energy resolutions with those of the commercial products. Based on the results, it was confirmed that the energy resolution of the developed CSP module was a little lower than that of the CR-113 (Cremat, Inc., MA), and the resolution of the shaping amplifier was similar to that of the CR-200 (Cremat, Inc., MA). The value of  $V_{rms}$  representing the magnitude of noise of the developed system was estimated as 6.48 keV and it was confirmed that the trajectory of the electron can be measured by the developed system considering the minimum energy deposition ( $\sim 51$  keV) of Compton-recoiled electron in 145- $\mu$ m-thick DSSD.

**Keywords** : Proton therapy, Dose verification, Prompt gamma, Gamma vertex imaging, Double-sided silicon strip detector, Signal processing system