Journal of Radiation Industry 9(3) : 143~151(2015)

PET-MR 시스템에 적용을 위한 실리콘 광증배센서의 온도 변화에 따른 성능 열화 분석

박경진[1] · 김형택[1] · 임경택[1] · 조민식[1] · 김기윤[1] · 조규성[1,*]

[1]한국과학기술원 원자력 및 양자공학과

An Analysis on Performance Degradation of Silicon Photomultipliers over Temperatures Variation for PET-MR Application

Kyeongjin Park[1], Hyoungtaek Kim[1], Kyungtaek Lim[1], Minsik Cho[1], Giyoon Kim[1] and Gyuseong Cho[1,*]

[1]*Department of Nuclear & Quantum Engineering, KAIST, Daejeon, Korea*

Abstract - A PET-MR system is particularly useful in diagnosing brain diseases. We have developed a prototype positron emission tomography (PET) system which can be inserted into the bore of a whole-body magnetic resonance imaging (MRI) system that enables us to obtain PET and MRI images simultaneously with a reduced cost. Silicon photomultipliers (SiPM) are appropriated as a PET detector at PET/MR system because detectors have a high gain and are insensitive to magnetic fields. Despite of its improved performance compared to that of PMT-based detectors, there is a problem of the photo-peak channel shift which is due to the increase of the temperature inside the ring detector. This problem will occur decreasing sensitivity of the PET and image distortion. In this paper, I quantitative analyze parameters of the KAIST SiPM depending on temperature by experiments. And I designed cooling methods in consideration of the degradation of sensors for correction of the temperature in the PET gantry. According to this research, we expect that distortive images and degradation of the sensitivity will not be occurred with using the above idea to reduce heat even if the PET system operates for a long time.

Key words : Silicon photomultiplier (SiPM), Positron emission tomography (PET), Magnetic resonance imaging (MRI), Dark count rate (DCR), Cooling

서 론

의료 기술이 발전함에 따라 뇌종양이나 치매와 같은 치료에 있어 발생 초기 진단은 환자의 회복 확률을 높이는 매우 중요한 부분이다. 뇌종양의 조기진단으로 의료 영상 장비의 중요성이 부각되고 있다. PET-MR은 양전자 단층촬영술(positron emission tomography, PET)과 자기공명영상장치(magnetic resonance imaging, MRI)가 결합된 영상 장치로서 PET은 생체 기능적 영상을 제공하여 병변의 조기진단이 가능하다. 하지만 시스템의 오차 및 방사선 동위 원소를 사용함으로써 발생하는 물리적인 오차에 의해 해상력이 수 mm 정도로 낮은 단점이 있다. 그것을 보완하기 위하여 해상력이 높은 MRI와 융합을 하여 해부학적 영상도 동시에 얻을 수 있다. 이를 통하여 종양에 대한 다양한 정보를 얻을

* Corresponding author: Gyuseong Cho, Tel. +82-42-350-3821, Fax. +82-42-350-5861, E-mail. gscho@kaist.ac.kr

수 있어 종양 치료에 있어 필수적인 의료기기로 각광을 받고 있다(MacManus *et al*. 2009).

PET의 영상의 질은 검출기의 성능에 의해 결정된다. 예전부터 지금까지 PET 검출기로 진공관 기반의 광증배관(photomultiplier tube)을 많이 사용하고 있다. PMT는 높은 이득이 있다는 장점이 있지만, 큰 부피, 높은 동작 전압, 비싼 가격, 자기장의 영향을 받는 단점들이 있다. 이것을 보완하기 위하여 반도체 기반 광전 소자들로 대체 되고 있다. 그 중에 하나인 SiPM (Silicon photomultipler)는 PMT와 비슷한 높은 이득을 가지며, 자기장에 영향을 받지 않는 장점이 있다. 또한 부피도 PMT와 비교하였을 때 매우 작기 때문에 소형화가 가능하다(Lewellen 2008) (Otte *et al*. 2006). 이러한 장점으로 인해 PET-MR 시스템에서 가장 각광을 받고 있는 광전 소자이다.

본 연구실에서는 기존에 있던 ISOL 테크놀로지의 MRI와 카이스트의 조규성 교수님 연구실에서 자체 개발한 KAIST SiPM을 사용하여 개발한 삽입형 뇌전용 PET 시스템 결합하여 PET-MR 시스템을 개발하였다. 하지만 테스트를 해보는 도중에 검출기가 검출해내는 카운트 수가 줄어드는 것을 확인하였다. 실험을 통하여 동작시간이 지날수록 PET 갠트리 내부의 온도가 증가를 하여 스펙트럼의 photo-peak이 이동을 하는 것을 확인하였다.

본 연구는 위에서 말한 문제점을 해결하기 위하여 원인을 분석하고 이를 해결하기 위한 해결책을 포함한다. 연구의 주된 목표는 연구실에서 개발한 KAIST SiPM의 온도에 따른 특성들을 정량적으로 분석을 하는 것이다. 또한 문제점을 보정하기 위하여 냉각방법을 고안한 후에 이를 PET-MR 시스템에 적용하여 결과 데이터를 얻을 수 있도록 한다.

재료 및 방법

1. 기존 PET의 문제점

본 연구실에서는 기존에 존재하는 ISOL 테크놀로지의 3T MRI에 뇌전용 PET ring 검출기를 삽입을 하여 사용할 수 있는 PET 시스템을 설계를 하여 완성하였다. PET 신호처리 회로는 서강대학교 연구팀에서 지원하였다(Hong *et al*. 2013). 갠트리 내부 검출기로는 Fig. 1과 같이 자기장내에서 사용할 수 있는 KAIST 4×4 array SiPM과 섬광체로는 4×4 array LYSO를 1개의 모듈로 구성하여 사용하였다. 갠트리의 1개의 블록은 4×4 모듈이 결합하여 총 16개의 모듈로 구성하였고, 갠트리는 총 18개의 블록을 사용하여 구성하였다.

Fig. 1. PET gantry combining SiPM with LYSO.

제작한 PET이 시간이 지날수록 카운트가 줄어드는 현상을 발견하여 3시간 동안 동작을 시키며 갠트리 중앙에 Cs-137을 사용하여 스펙트럼을 얻었다. Fig. 2는 총 3시간 동안 30분 간격으로 스펙트럼을 얻은 결과이다. 스펙트럼을 보게 되면 photo-peak 값이 왼쪽으로 점점 이동하는 것을 볼 수가 있다. 카운트에 영향을 미치는 변수들은 Quantum efficiency (QE), Triggering probability (Pt), Fill factor 등이 있다. 하지만 시간에 따라 Fill factor (FF)는 변하지 않기 때문에 배제한다. QE와 Pt는 온도에 따라 변할 수 있기 때문에 온도를 중요한 변수로 보고, 갠트리 내부에 온도계를 설치하여 15분 간격으로 총 3시간 동안 측정을 한 결과, 아래

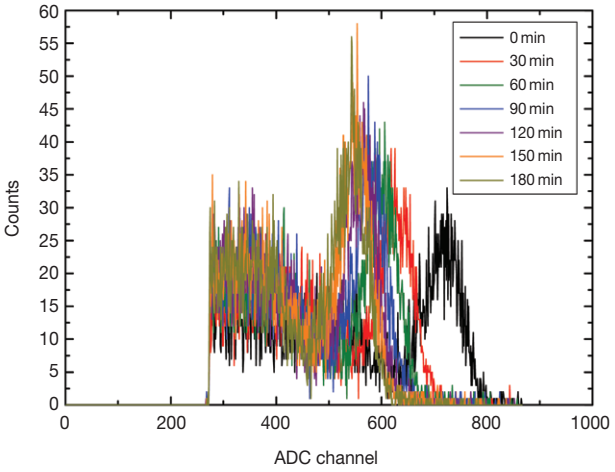

Fig. 2. The SiPM spectrum of Cs-137 depending on the time.

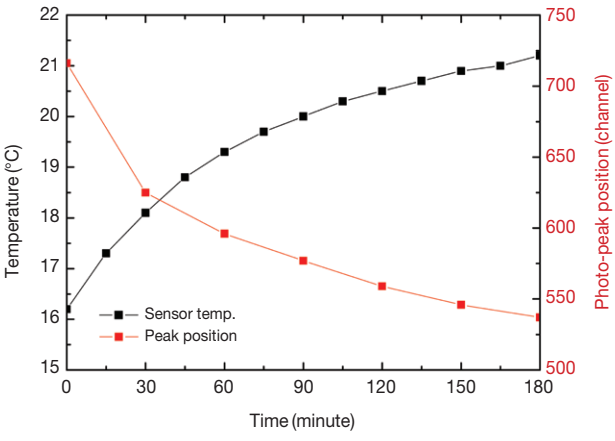

Fig. 3. The relationship between temperature in the gantry and photo-peak position of spectrum.

Fig. 3과 같이 온도와 스펙트럼의 photo-peak 값이 상관관계를 보이는 것을 확인하였다. 시간에 따라 스펙트럼이 왼쪽으로 이동하였기 때문에 데이터를 받을 때 PET의 카운트는 줄어들게 되면서 민감도는 감소하게 될 것이고, 에너지 분해능도 실험 결과에서 보듯이 나빠진다. 카운트 수를 보정하기 위해서는 환자에게 FDG의 양을 더 많이 주입하는 방법이 있다. 하지만 FDG의 양을 높이게 되면, 환자에게 방사선 피폭으로 인해 부담이 되고, 에너지 창을 더 키우게 된다면, 산란된 데이터도 받기 때문에 좋은 영상을 얻기 힘들기 때문에 스펙트럼의 이동을 최소화 시키는 방법을 고안하기 위해 온도에 따른 KAIST SiPM의 특성들을 정량적으로 분석한다.

2. KAIST SiPM 온도특성 실험

1) 항복전압(Breakdown voltage)

항복전압은 다이오드의 p-n 접합에 큰 역전압을 걸어줬을 때 전류가 크게 증가를 하는 전압이다(Crowell *et al*. 1966). SiPM 내에 있는 micro-cell들은 광자에 의해 생기는 캐리어들이 공핍 영역 안에 있는 고자장에 의해 가속이 되고, 가속된 캐리어들이 다른 원자와 충돌을 하면서 또 다른 캐리어를 만들게 된다. 이것은 눈사태효과(Avalanche effect)라고 하는데 그 결과 신호가 증폭을 하게 된다. SiPM은 이 항복전압보다 더 큰 역전압이 걸렸을 때 동작을 하게 된다. 따라서 항복전압은 SiPM은 동작전압으로 볼 수 있으며, 항복전압은 공정에 따라 다른 값을 가지게 된다. 본 실험은 온도챔버 안에서 0°C~40°C 사이에 5°C 간격으로 측정되었다. 장비는 CAEN사의 SP5600 power supply and amplification unit와 DT5720A 디지타이저(12bit 250MS/s)를 사용하고, 광전 소자로는 연구실에서 제작하고, PET 갠트리에서 사용하는 동일한 크기를 가지는 3×3 mm^2의 단일 채널 SiPM을 사용한다. SP5600은 전치증폭기로 입력된 전류신호를 전압신호로 변환하는 역할을 하고, 디지타이저는 입력신호의 펄스 정보를 복원할 수 있기 때문에 펄스의 높이 및 상승 및 감쇄 시간에 대한 정보를 알 수 있다. 또한 전압신호의 적분을 통하여 전하량으로 환산할 수 있다. 항복전압을 측정하기 위하여 SP5600의 전압을 0.05 V씩 증가를 시키며 SiPM의 출력신호가 나오는 전압으로 정의하고 그 값이 항복전압이 된다.

2) 이득(Gain)

이득은 광전자 하나가 눈사태효과에 의해 곱해진 총 전하량이다. SiPM의 이득을 구하기 위해서는 single photon 스펙트럼의 측정이 필요하다. 측정은 SiPM에 LED 혹은 laser diode 등으로 single photon을 입사시켜서 얻을 수 있다. 본 실험은 이득을 정확히 측정하기 위하여 SiPM에 사용되는 micro-cell을 3×3 array로 만든 소자가 사용되었다. 3×3 micro-cell array에 single photon을 입사시켜 스펙트럼을 얻으면 Fig. 4와 같이 여러 개의 peak들이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 첫 번째 peak은 하나의 micro-cell이 트리거하면서 발생한 peak이고, 두 번째 peak은 두 개의 micro-cell이 동시에 trigger되며 발생한 peak이다. 이때 전압을 증가시켜주면 peak 간의 거리가 증가하는 것을 볼 수 있다. 이는 출력신호의 크기가 커졌기 때문에 SiPM의 이득이 커졌음을 의미한다. 즉 peak 간의 거리는 SiPM의 이득으로 환산할 수 있고 이득은 다음과 같이 계산된다(Ramilli 2008).

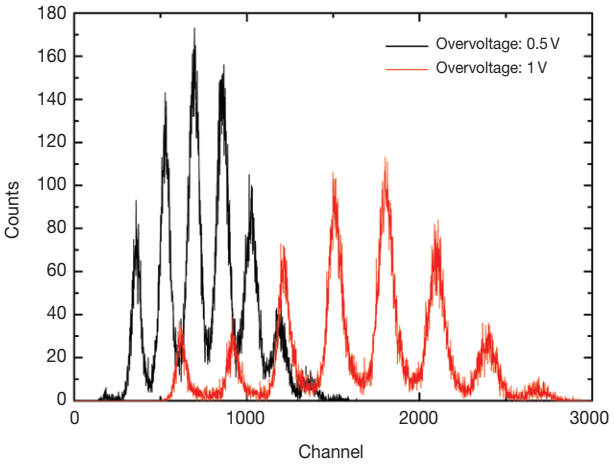

Fig. 4. single photon spectrum @25°C.

$$\text{Gain} = \frac{2\text{peakdistance[ch]} \times \text{Conversion factor[C/ch]}}{1.602 \times 10^{-19}\text{[C]}} \quad (1)$$

Conversion factor는 사용한 DT5720A 디지타이저의 입력전압, 입력저항, ADC, 샘플링 시간, 증폭기의 이득 등에 의해 결정된다.

온도에 따른 이득을 구하기 위하여 항복전압과 동일하게 온도챔버 내에서 온도는 0°C~40°C 사이에 5°C 간격으로 조절하고, overvoltage는 0.5 V, 1 V, 1.5 V, 2 V로 변화시켜 총 36번 측정을 하여 이득을 계산하였다.

3) Dark count rate (DCR)

눈사태효과는 입사된 광자에 의해 유도될 수도 있지만 dark상태에서 발생하는 캐리어들에 의해 야기될 수 있다. 이런 현상은 빛에 의해서 발생되는 신호와 구별이 불가능하기 때문에 검출기의 잡음을 나타낸다. 이처럼 dark상태에서 시간당 나오는 출력신호의 개수를 dark count rate (DCR)이라고 한다. DCR의 크기는 검출기가 검출할 수 있는 최소의 검출신호의 수준을 나타내기 때문에 하나의 광자를 검출할 때 중요한 변수이며, 그 값이 낮을수록 좋다. DCR측정의 항복전압 측정과 같은 실험장비로 분석을 한다. 하지만 다른 부분은 디지타이저에서 발생된 펄스는 threshold level에

따라 count rate를 기록하게 되어 그래프는 계단모양의 그래프를 가진다. 이때 DCR은 threshold level이 0.5 광자가 되는 부분 즉, 펄스높이의 절반에 해당할 때의 값이 된다. DCR을 보다 정확하게 측정하기 위해서, SiPM 안에 있는 micro-cell과 동일한 스펙을 가진 $65\times65\ \mu m^2$ single micro-cell이 사용되었다. 또한 온도는 앞서 실험과 동일하게 0°C~40°C사이에서 5°C 간격으로 9개를 측정을 하였고, overvoltage는 0.5 V~4 V 사이에 0.5 V 간격으로 8개를 측정하는 실험을 진행하여 총 72개의 데이터를 얻어서 분석하였다.

4) Quenching resistance (R_Q)

SiPM의 전류의 증가를 제한시키는 R_Q의 값은 SiPM에 있어 중요한 값이다. 신호의 decay time은 아래와 같이 표현된다.

$$\tau_{decay} \approx R_Q \times (C_D + C_Q) \quad (2)$$

τ_{decay}는 센서의 출력 신호의 모양과 dead time, after pulse에 영향을 미치고, R_Q 자체는 센서의 동작 전압 범위를 결정하고, 그 값이 매우 작다면 quenching이 일어나지 않을 것이다. 센서의 동작 전압 범위는 다음과 같이 정의된다.

$$0 < V_{OV} < R_Q < I_{latch} \quad (3)$$

Quenching이 될 확률은 전류의 값이 10~20 μA 이하로 떨어질 때 급격히 증가를 하게 되는데 이때의 critical value를 latching current (I_{latch})라고 한다(Cova *et al*. 1996). I_{latch}의 값은 20 μA로 정의된다. 이러한 영향을 주는 R_Q는 공정상에서 polysilicon으로 설계가 되기 때문에 온도에 민감하다. Polysilicon으로 설계된 저항은 온도가 증가할수록 저항의 값이 감소하는 음수의 온도계수를 가진다(Chuang *et al*. 2003). 따라서 온도에 따른 R_Q의 값과 영향을 보기 위해 실험을 진행한다.

실험은 보다 정확한 측정을 위해 DCR실험과 동일하게 센서는 SiPM의 micro-cell과 같은 스펙을 가진 $65\times65\ \mu m^2$ single micro-cell이 사용되었다. 또한 HP 4156C Semiconductor Parameter Analyzer를 사용하여 센서에 바이어스를 인가해주고 전류를 기록하였다. 온도에 따른 R_Q 값을 확인하기 위해 온도 챔버 안에서 실험을 진행하였고, 온도는 위의 실험과 동일하게 0°C~40°C로 5°C 간격으로 측정을 하여 R_Q를 계산하였다.

3. 냉각방법

PET 갠트리 내부의 센서들의 스펙트럼 photo-peak의 이동이 발생하는 것을 확인하였다. 내부의 온도가 변함에 따라 동작전압을 조절하여서 이득을 맞춰준다면 photo-peak의 이동이 없을 것이다. 하지만 갠트리 내부의 센서는 총 4608개로 각각의 동작전압을 맞추기 힘들다. 따라서 내부의 온도를 조절함으로써 전체적으로 센서의 이득을 맞출 수 있다. 처음으로 공기로 냉각을 시키는 공랭식 냉각 방법으로 실험을 하여서 갠트리 내부의 온도를 측정하였다. 공랭식 냉각 방법은 에어컴프레서로 갠트리 내부의 한 개의 모듈을 냉각을 하여서 모듈 내부의 온도를 2시간 동안 15분 간격으로 측정을 하였고, Cs-137을 사용하여 스펙트럼을 획득하였다. 수냉식 냉각은 물을 이용한 냉각방법으로 최근 지멘스사에서 개발한 PET-MR 상품에 사용되는 냉각방법이다. 수냉식 냉각방법을 테스트해보기 위하여 하나의 새로운 모듈을 사용하여 SiPM과 PCB 보드 사이에 호스를 넣어서 센서의 열을 흡수하는 식으로 모듈을 새롭게 설계하였다. Fig. 5는 테스트를 위하여 새롭게 꾸민 모듈이다. 칠러를 이용하여 호스에 20°C의 칠러를 통해 물을 계속적으로 공급을 해주고, 위 실험과 동일하게 2시간 동안 15분 간격으로 온도를 측정하였고, Na-22를 이용하여 스펙트럼을 획득한다.

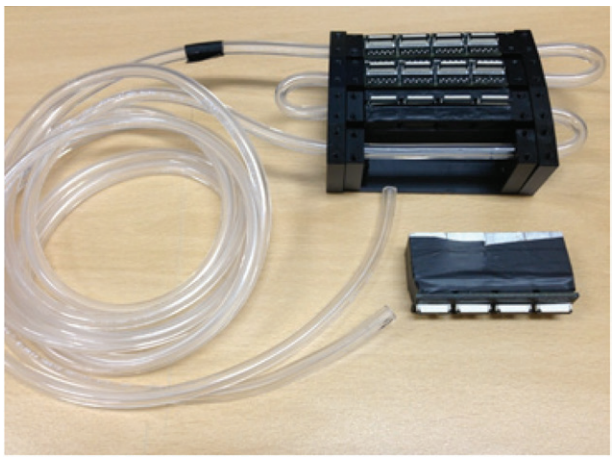

Fig. 5. Design module for water cooling.

결 과

1. KAIST 온도특성 실험

1) 항복전압(Breakdown Voltage)

Fig. 6은 온도에 따른 KAIST SiPM의 온도변화를 나타낸다. 선형근사를 한 결과 온도계수는 23.6 mV/°C이다. SiPM은 반도체 기반 광전소자이다. 반도체의 온도가 증가를 할수록 그 안의 격자들의 진동은 더 크게 된다. 온도가 높을 때 캐리어들이 이동을 할 때 진동을 더 크게 하는 격자들에 충돌을 하게 되어 낮을 때보다 더 큰 에너지를 잃게 되고, 그 때문에 평균 이동거리가 감소한다. 따라서 캐리어가 같은 이동거리를 가기 위해서는 더 큰 에너지가 필요하기 때문에 항복전압은 증가한다(Crowell *et al*. 1966).

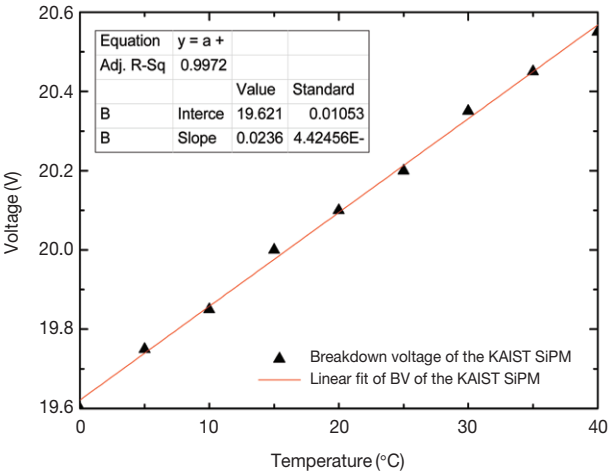

Fig. 6. Breakdown voltage of the KAIST SiPM depending on temperature.

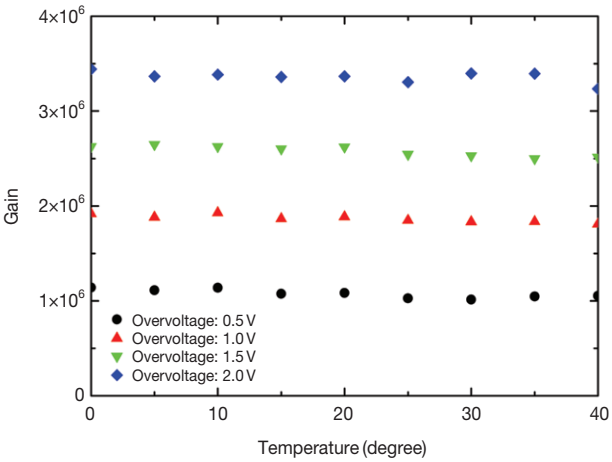

Fig. 7. The relationship between temperature over overvoltage and gain of SiPM.

2) 이득(Gain)

온도에 따른 이득을 구하기 위하여 항복전압과 동일하게 온도챔버 내에서 온도는 0°C~40°C 사이에 5°C 간격으로 조절하고, overvoltage는 0.5 V, 1 V, 1.5 V, 2 V로 변화시켜 총 36번 측정을 하여 이득을 계산하였다. Fig. 7과 Fig. 8은 온도에 따른 KAIST SiPM의 이득을 구한 결과이다. 이득은 온도와는 관계없이 overvoltage가 0.5 V일 때는 약 10^6, 1 V일 때는 약 1.8×10^6, 1.5 V일 때 약 2.5×10^6, 2 V일 때 약 3.4×10^6으로 일정한 것을 확인할 수 있다. SiPM의 이득은 온도에는 영향을 받지 않고, 바이어스 전압과 항복전압의 차이 즉, overvoltage에만 영향을 받는 것을 확인할 수 있다. Overvoltage가 2 V에서 약 6% 정도의 오차가 난 것은 실험의 시스템적 오류와 관계가 있다.

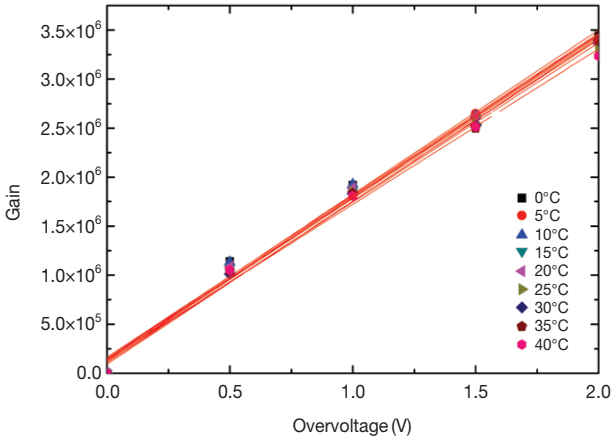

Fig. 8. The relationship between gain of SiPM over temperature and overvoltage.

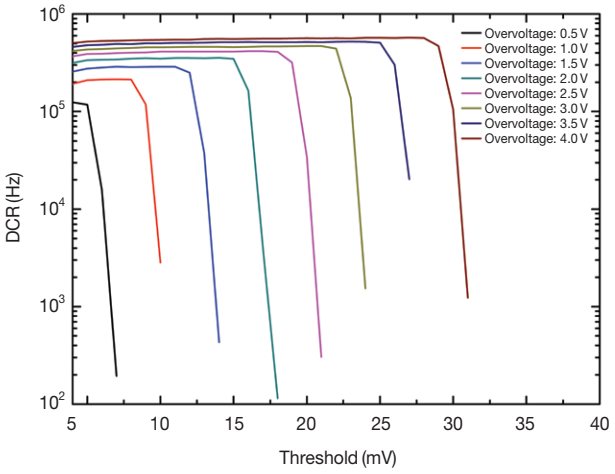

Fig. 9. DCR depending on overvoltage @25°C.

3) Dark count rate (DCR)

Fig. 9는 온도를 25°C로 유지를 시켜주고, overvoltage를 변화시켜 측정한 DCR 결과 그래프이다. Overvoltage가 커질수록 DCR도 커지는 것을 확인할 수 있다. 이는 dark 상태에서 항복전압보다 큰 전압을 걸어 줄수록 소자 안에 있는 캐리어들이 더 큰 에너지를 가지게 되어 눈사태 효과를 일으킬 확률이 커지기 때문이다. 또한 DCR은 after-pulse에 영향을 받는다. After-pulse는 눈사태 효과가 일어나는 동안에 캐리어들이 공핍층 안에서 깊게 트랩이 되었다가 나오면서 다른 눈사태 효과를 일으켜서 나오는 펄스이다. After-pulse는 첫 번째 생기는 눈사태 효과에 의해 생기기 때문에 전압을 크게 걸어줄수록 더 많은 캐리어들이 공핍층 안에서 트랩이 되기 때문에 overvoltage가 커질수록 DCR이 증가를 하게 된다. Fig. 10은 overvoltage를 2 V로 유지를 시켜주고, 온도를 변화시켜 측정한 DCR이다. 온도가 증가할수록

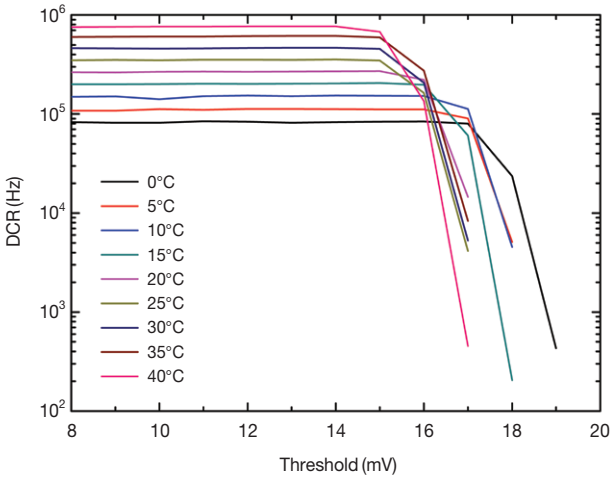

Fig. 10. DCR depending on temperature @overvoltage: 2V.

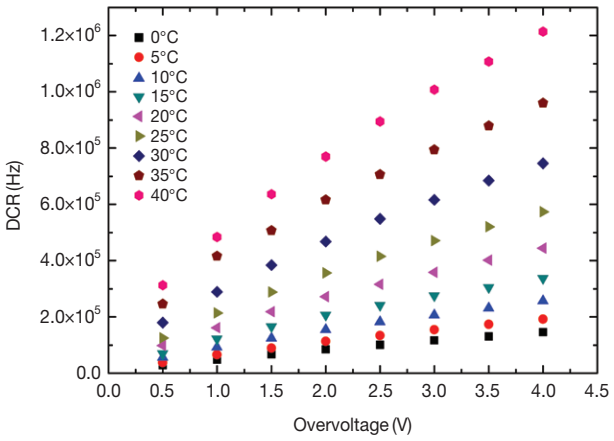

Fig. 11. The relationship between DCR and overvoltage depending on temperature.

DCR이 증가하는 것을 확인할 수 있다. 전자-정공 쌍이 생기는 확률은 다음과 같이 표현할 수 있다(Ramilli 2008).

$$p(T) = CT^{3/2} \exp\left(-\frac{E_g}{2k_B T}\right) \quad (4)$$

이때, T는 절대온도, E_g는 실리콘 밴드갭 에너지, k_B는 볼츠만 상수, C는 물질과 기술적인 상수들의 비례상수이다.

수식에서 보듯이 온도가 증가할수록 전자-정공 쌍이 생기는 확률이 커지게 된다. 전자-정공 쌍이 많이 생기기 때문에 눈사태 효과가 일어날 확률이 커지게 되고, 이에 따라 after-pulse가 생기는 확률도 커지기 때문에 overvoltage에 따른 증가율보다 더 큰 것을 확인할 수 있다. Fig. 11은 앞에서 언급한 72개의 데이터를 가지고 나타낸 결과이다. Overvoltage가 증가할수록 DCR이 증가를 한다. 또한 온도가 증가할수록 그 증가율이 더 큰 것을 확인할 수 있다. 앞서 언급했듯

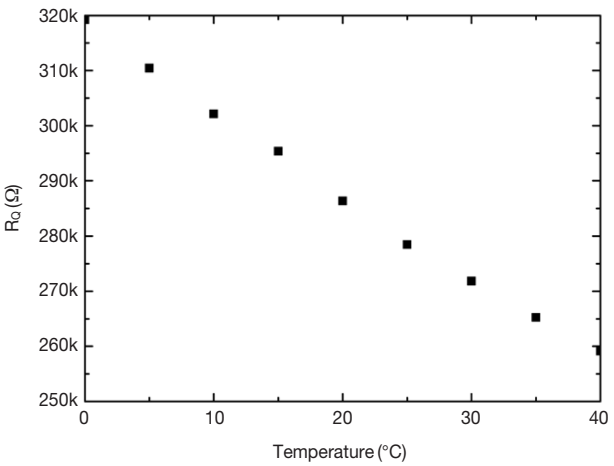

Fig. 12. Quenching resistance(RQ) depending on temperature.

이 DCR은 잡음 측면에서 가장 중요한 요소이므로 그 값이 낮을수록 좋다. 따라서 온도는 최대한 낮을수록 그 값이 낮으며, 이득을 고려하여 overvoltage를 최대한 낮게 해줘야 한다. 본 실험은 micro-cell로 측정을 하였지만 실제 SiPM을 측정한다면, cross-talk도 고려를 해야 한다. Cross-talk을 고려한다면 DCR의 증가폭은 더 커지므로 선형 모양이 아닌 포물선 모양을 가진 그래프가 나올 것으로 예상된다.

4) Quenching resistance (R_Q)

Fig. 12는 온도별 R_Q의 값을 나타낸다. 위에서 설명했듯이 polysilicon으로 설계가 되었기 때문에 온도가 증가할수록 저항의 값이 감소하는 것을 확인할 수 있다. R_Q는 ~260 kΩ에서 ~320 kΩ까지 변화를 한다. 앞에서 언급했듯이 τ_{decay}의 값은 SiPM의 출력신호의 모양을 결정하고, dead time과 after pulse에 영향을 미친다. 온도가 증가를 하게 된다면 R_Q의 값은 감소를 하여 τ_{decay}의 값은 감소를 하게 된다. 이에 따라 dead time은 줄어들게 되고 이에 따라 after pulse는 증가를 한다. 또한, 동작전압 범위는 줄어들게 된다. 하지만 실험 범위 내의 τ_{decay}의 값은 계산을 통하여 0°C에서는 τ_{decay}는 54 ns, 40°C에서는 44 ns이다. 이 값은 소자 자체로만 봤을 때는 10 ns의 차이는 크지만 본 연구에서 사용되는 PET 시스템에서 신호를 처리하는 부분에서는 앰프가 100 ns의 주기를 가지고 신호를 받아들이기 때문에 무시가 가능하다. 또한 동작전압 범위는 본 연구에서는 항복전압보다 0.5 V~1 V를 크게 걸어주기 때문에 R_Q의 온도 영향을 무시할 수 있다.

2. 냉각방법

1) 공랭식 냉각

Fig. 13은 공랭식 냉각을 한 모듈의 온도와 냉각을 하지 않은 모듈의 온도를 비교하였다. 냉각을 하지 않았을 때와

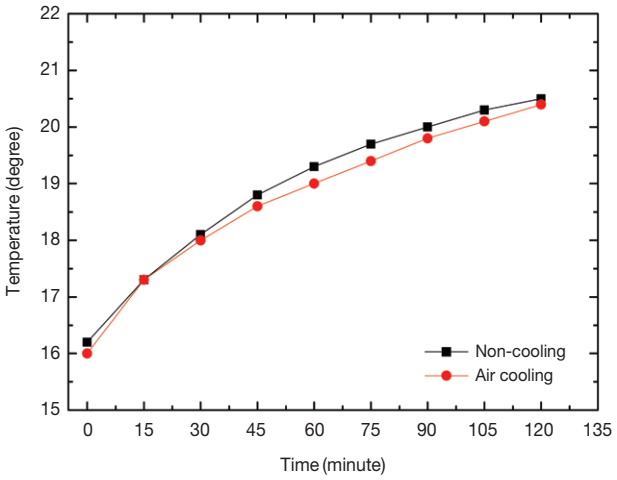

Fig. 13. Temperature in the gantry using air cooling.

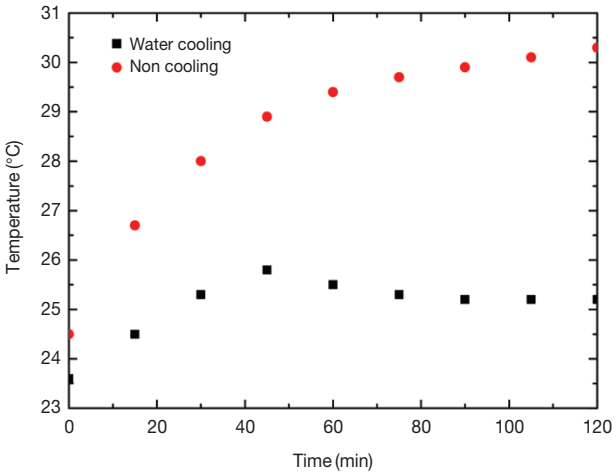

Fig. 15. Variation of module temperautre using water cooling.

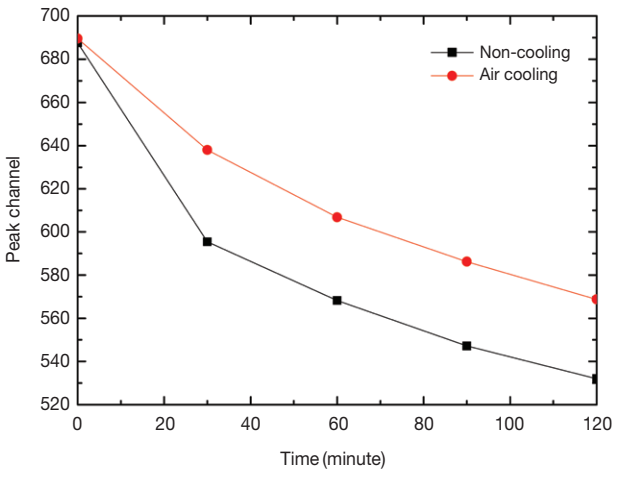

Fig. 14. Variation of photo-peak chanel using air cooling.

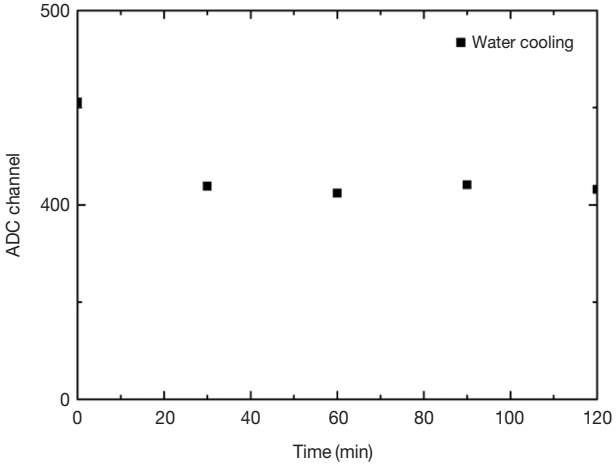

Fig. 16. Variation of photo-peak chanel using water cooling.

비교해 봤을 때 첫 온도가 차이가 나는 것으로 보면 공랭식 냉각의 효과는 온도는 냉각을 하지 않았을 때와 공랭식 냉각 방법은 약 27%로 증가하는 비율은 같다. Fig. 14는 Cs-137에 대한 스펙트럼의 photo-peak 채널을 비교한 결과이다. 냉각을 하지 않았을 때는 2시간 동안 약 22.6% photo-peak 채널이 이동하였지만 공랭식 냉각을 하였을 때는 약 16.2% photo-peak 채널이 이동한 것을 확인하였다. 온도의 증가비율은 같지만 pho-peak의 이동이 차이가 있는 이유는 온도계의 위치가 센서에 바로 설치한 것이 아니라, 센서 주변에 위치해 있기 때문이다. 따라서 주변 온도는 냉각을 하지 않았을 때와는 차이가 없지만 photo-peak의 위치가 차이가 있는 것은 센서 자체는 공기에 의해 냉각이 되고 있다는 의미이다. 하지만 공랭식 냉각 자체가 센서에 냉각은 되지만 photo-peak의 이동이 10% 이상이 되기 때문에 PET을 동작시키기에는 부족하다.

2) 수냉식 냉각

Fig. 15는 수냉식 냉각을 하였을 때와 냉각을 하지 않았을 때의 2시간 동안의 온도 변화이다. 결과에서 알 수 있듯이 냉각을 하지 않았을 때는 온도가 2시간 동안 온도가 약 24% 증가를 하는 것을 볼 수 있고, 수냉식 냉각을 하였을 때는 약 7%의 증가를 확인할 수 있다. Fig. 16은 수냉식 냉각 시 photo-peak 채널 변화를 나타낸 결과이다. 그림에서도 알 수 있듯이 photo-peak 채널의 변화가 적은 것을 확인할 수 있었고, 그 값은 약 9%로 공랭식 냉각보다 효과적인 것을 확인할 수 있었다.

3. 냉각방법을 적용한 뇌전용 KAIST PET-MR

공랭식 냉각방법보다 수냉식 냉각방법이 보다 효과적이다. 따라서 수냉식 냉각방법을 채택하여 갠트리 내부 모듈을 Fig. 5에서 사용하였던 모듈을 가지고 새롭게 구성하였

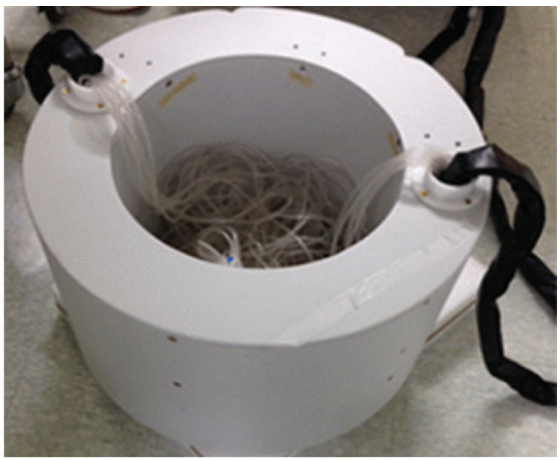

Fig. 17. PET gantry for water cooling.

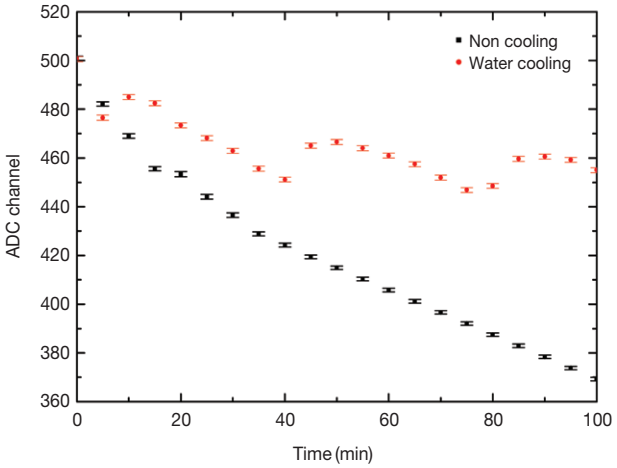

Fig. 18. Variation of photo-peak chanel in water cooling gantry depending on the time.

다. Fig. 17은 새롭게 구성한 갠트리이다. 갠트리 내부에는 18개의 모듈로 구성되어 있는데 보다 효율적으로 냉각을 하기 위해서 각각의 모듈에 튜브를 넣어서 각각 독립적으로 냉각을 하도록 설계하였다. 또한, 모듈별로 튜브에 물을 넣기 위해 칠러를 18개 채널로 구성하여 병렬적으로 구성한 모습이다. 설계한 수냉식 냉각을 적용한 PET 모듈을 가지고 photo-peak의 채널이동을 살펴보기 위하여 실험을 진행하였다. 실험은 총 100분간 실험을 하였고, 5분 간격으로 Na-22를 이용하여 스펙트럼을 획득하였다. 물을 흘려주지 않은 상태, 즉 냉각을 실시하지 않은 상태와 수냉식 냉각 상태 2가지를 하였다. Fig. 18은 총 4608개의 SiPM의 photo-peak 채널 결과이다. 냉각을 하지 않은 상태에서는 photo-peak 채널 값이 약 26% 이동하였고, 수냉식 냉각을 하였을 때는 9% 이동을 한 것을 확인할 수 있다.

고 찰

위의 온도 특성 4가지 실험들을 통하여 온도에 따라 parameter들이 변하는 것을 확인할 수 있다. 온도가 증가할수록 SiPM의 항복전압은 증가를 하고 이에 따라 이득이 감소를 하게 된다. 하지만 overvoltage를 똑같이 맞춰주게 되면 이득은 일정한 것을 확인하였다. 이를 통해 온도의 유지가 필요함을 알 수 있다. 또한 DCR의 경우는 온도가 낮을수록 낮은 값을 가지지만 R_Q는 온도가 낮을수록 큰 값을 가지지만 그 차이는 크게 나지 않고, 본 연구에서 사용되는 PET에서는 신호를 카운트하는 것이 중요하기 때문에 DCR의 크기가 작을수록 유리하기 때문에 큰 차이가 나지 않는 R_Q의 영향은 무시할 수 있다. 따라서 온도가 낮은 상태에서 유지시켜 줄 필요가 있으며, 이를 해결하기 위하여 공랭식 냉각 방법과 수냉식 냉각 방법을 비교하였다. 수냉식 냉각 방법을 적용하여 PET를 구성하면 공랭식 냉각보다 온도의 증가를 막을 수 있으며 photo-peak의 이동도 최소로 막을 수 있다. 또한 필요에 따라서 칠러의 온도를 조절하여 원하는 온도로 조정이 가능한 장점이 있다. 수냉식 냉각방법을 PET-MR에 적용한 실험에서는 냉각방법을 적용하지 않았을 때 시간이 지날수록 peak 채널의 이동을 볼 수 있다. 또한 수냉식 냉각을 하였을 때도 채널이 이동을 하는 것을 볼 수 있는데, 이는 물이 처음 들어갔을 때는 차갑지만, 센서들 사이를 지나가면서 센서의 열로 인해 물의 온도가 처음보다 증가하기 때문에 처음보다 냉각이 효율적으로 되지 않기 때문이다. 또한 일정한 패턴으로 이동하는 것을 볼 수 있다. 이는 칠러의 설정으로 인해 발생한다. 물의 온도를 최대 15 °C, 최소 8°C로 설정을 하였기 때문에 흐르는 물이 센서의 열로 인해 증가를 하게 되면 다시 온도를 낮추어 흐르게 된다.

결 론

본 연구에서는 KAIST SiPM을 PET에 적용하였을 때 시간에 따라 스펙트럼의 photo-peak이 이동하는 것을 찾아낸 후 그것을 해결하기 위하여 센서의 온도특성을 분석하고, 냉각방법을 고안한 후 적용하여 그 문제를 해결하였다. 단일 채널 SiPM을 실험한 결과, 시간에 따라 온도가 증가하고, 그로 인해 스펙트럼의 photo-peak이 30분 동안 약 3% 이동하는 것을 확인하였다. PET 갠트리 내부에는 4,608개의 SiPM이 있기 때문에 차폐되어 있는 갠트리 내부는 공기 순환이 되지 않아 단일채널일 때보다 온도의 증가가 더 크기 때문에 스펙트럼의 photo-peak이 30분 동안 약 9% 즉, 단일 채널일 때보다 3배 더 이동을 하였다. 또한 ADC의 채널은

SiPM의 이득과 비례한 관계를 확인하였다.

SiPM의 온도특성 실험을 통하여 센서의 동작전압이라고 할 수 있는 항복전압이 온도가 증가함에 따라 1°C 당 23.6 mV 증가하는 것을 확인하였다. 이로 인해 같은 바이어스 전압을 걸어주게 되면 이득이 온도에 따라 감소한다. 이득 실험을 통하여 동작전압을 보정하여 overvoltage를 온도에 따라 똑같이 걸어주면 SiPM의 이득은 온도와는 큰 관계가 없다는 것을 확인하였다. SiPM의 잡음을 나타내는 중요한 특성 중 하나인 DCR 실험을 통하여 온도가 올라갈수록 증가하는 것을 확인하였다. 또한 그 값이 시중에 판매가 되는 SiPM보다 크다. 따라서 좋은 특성을 가지기 위해서는 온도를 최대한 낮출 수 있는 온도까지 낮춰서 동작을 시켜야 좋은 결과를 얻어 낼 수 있다. Quenching resistance (R_Q)의 실험을 통하여 R_Q의 값이 온도가 증가할수록 저항의 값이 작아지는 것을 확인하였다. R_Q는 출력신호의 모양을 결정하기 때문에 시정수를 낮출 수 있는 즉, R_Q의 값이 작을수록 짧은 dead time을 갖는다. 그러기 위해서는 온도를 높여야 하지만 본 실험에서 사용하는 PET에서는 카운트 수가 중요하기 때문에 DCR이 낮추는 것이 더 중요하다. 상온에서 R_Q의 값의 차이는 크게 차이가 나지 않기 때문에 그 영향을 무시한다. 따라서 변수들이 변하지 않도록 온도를 유지하는 것이 중요하며 그 값이 낮을수록 SiPM의 특성들이 좋아진다.

이득을 보정하기 위하여 바이어스 전압을 4,608개의 SiPM에 각각 걸어주기 힘들기 때문에 더 쉽게 온도를 보정하기 위해 갠트리 내부를 냉각하는 방법을 고안하였다. 실험을 통하여 공랭식 냉각보다 수냉식 냉각이 보다 효과적인 것을 확인하였다. 더불어 온도를 조절할 수 있는 장점이 있다. 이를 이용하여 갠트리 내부 모듈을 다시 구성하여 새로운 갠트리를 완성시켰다. 또한 기존에 설계한 PET-MR에 이송장치도 설치하여 기존 것보다 MR에 PET을 삽입하는 것이 쉬워졌다. 또한 실험을 통하여 photo-peak의 이동이 수냉식 냉각을 했을 때가 냉각을 하지 않았을 때보다 100분 동안 약 3배 덜 이동을 하는 것을 확인하였다. 칠러로 물의 온도를 더 낮추게 된다면 센서의 온도가 내려가고, 그로 인해 DCR도 작아져 센서의 특성이 좋아질 것이다. 또한 photo-peak의 이동이 덜 하기 때문에 에너지 윈도우 안에서 잃어버리는 카운트 수가 없어 민감도가 더 좋아지고, 그로 인해 더 좋은 영상을 획득할 수가 있다.

사 사

This work was supported by Open Innovation Lab Project from National Nanofab Center (NNFC).

참 고 문 헌

Chuang HM, Thei KB, Tsai SF and Liu WC. 2003. Temperature-dependent characteristics of polysilicon and diffused resistors, *IEEE Transactions on Electron Devices* **50**:1413-1415.

Cova S, Ghioni M, Lacaita A, Samori C and Zappa F. 1996. Avalanche photodiodes and quenching circuits for single-photon detection, *Applied Optics* **35**:1956-1976.

Crowell CR and Sze SM. 1966. Temperature dependence of avalanche multiplication in semiconductors, *Applied Physics Letters* **9**:242-244.

Hong KJ, Choi Y, Jung JH, Kang J, Hu W and Lim HK. 2013. A prototype MR insertable brain PET using tileable GAPD arryas, *Medical physics* **40**:042503.

Lewellen TK, 2008. Recent developments in PET detector Technology, *Physics in Medicine and Biology* **53**:R287-R317.

MacManus M, Nestle U, Rosenzweig KE, Carrio I, Messa C, Belohlavek O, Danna M, Inoue T, Deniaud-Alexandre E, Schipani S, Watanabe N, Dondi M and Jeremic B. 2009. Use of PET and PET/CT for radiation therapy planning: IAEA expert report 2006-2007, *Radiotherapy and oncology* **91**:85-94.

Otte N, Dolgosheinb B, Hosea J, Kleminc S, Lorenza E, Mirzoyana R, Popovab E and Teshimaa M. 2006. The SiPM - A new Photon Detector for PET, Nuclear Physics B - Proceedings Supplements **150**:417-420.

Ramilli M. 2008. Charcterization of SiPM: Temperature dependencies, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, pp. 2467-2470.

Received: 13 August 2015
Revised: 2 September 2015
Revision accepted: 5 September 2015