(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0118983
(43) 공개일자 2011년11월02일

(51) Int. Cl.
G01T 1/24 (2006.01) *G01J 1/24* (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0038418
(22) 출원일자 2010년04월26일
심사청구일자 2010년04월26일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울 마포구 신수동 1-1 서강대학교
(72) 발명자
강지훈
전라남도 목포시 용해동 232번지
최용
서울특별시 송파구 잠실동 리센츠 254-1701
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인충현

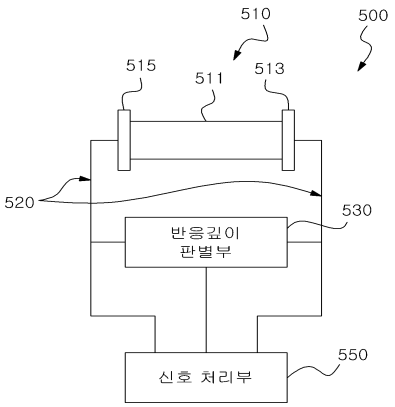
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 큰 면적을 가진 마이크로셀로 구성된 ＧＡＰＤ를 이용한 ＰＥＴ 검출기 모듈

(57) 요 약

GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode)를 광센서로 이용하는 PET 검출기 모듈을 개시한다. 상기 PET 검출기 모듈은 생체내에서 방출되어 입사된 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정와 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode) 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET(Positron Emission Tomagraphy) 검출기 단위, 및 상기 PET 검출기 단위로부터의 신호를 수신하여 획득된 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서에서 검출되는 각각의 신호의 진폭의 크기를 비교함으로써 상기 섬광결정에서 상기 감마선이 입사된 위치(이하 반응깊이라 함)를 판별하는 반응깊이 판별부를 포함한다. 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈은 선형성이 유지되면서 고에너지 및 반응깊이 정보까지 제공할 수 있다.

대 표 도 - 도5



(72) 발명자

홍기조

서울특별시 노원구 하계2동 극동아파트 1동 1409호

호위

서울시 마포구 대흥동 25-14번지 403호

허윤석

서울특별시 용산구 이태원동 92-27번지

임현경

서울특별시 마포구 신수동 89-33번지 재연원룸 402호

김상수

서울특별시 도봉구 방학1동 671-12번지 501호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2009-0081935 / 10030029

부처명 교육과학기술부 / 지식경제부

연구관리전문기관

연구사업명 신기술융합형성장동력사업 / 차세대신기술개발사업

연구과제명 신기술융합형 PET 기술 / MR 호환 PET 시스템 개발

기여율

주관기관 서강대학교 산학협력단 / 서강대학교 산학협력단

연구기간 2009년 07월 10일 ~ 2010년 06월 30일 / 2009년 07월 01일 ~ 2010년 06월 30일

특허청구의 범위

청구항 1

생체내에서 방출되어 입사된 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정와 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode) 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET(Positron Emission Tomagraphy) 검출기 단위; 및

상기 PET 검출기 단위로부터의 신호를 수신하여 획득된 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서에서 검출되는 각각의 신호의 진폭의 크기를 비교함으로써 상기 섬광결정에서 상기 감마선이 입사된 위치(이하 반응깊이라 함)를 판별하는 반응깊이 판별부를 포함하는 PET 검출기 모듈.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서는

$10\mu m^2$ 이상으로 큰 면적을 가진 마이크로셀로 구성된 GAPD를 이용하는 것을 특징으로 하는 PET 검출기 모듈.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 반응깊이 판별부에서 출력된 신호 및 상기 PET 검출기 단위로부터의 신호의 합으로부터 입사된 감마선의 에너지 정보와 반응시간 정보를 제공하는 신호 처리부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 PET 검출기 모듈.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 섬광결정은 BGO(Bismuth Germanate), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate), LuAP(Lutetium Aluminum Perovskite), LuYAP(Lutetium Yttrium Aluminum Perovskite), LaBr3 (Lanthanum Bromide) 및 LuI3(Lutetium Iodide), GSO(Gadolinium oxyorthosilicate), LGSO (lutetium gadolinium oxyorthosilicate), LuAG (Lutetium aluminum garnet) 중 하나로 이루어지는 것을 특징으로 하는 PET 검출기 모듈.

청구항 5

생체내에서 방출되어 입사된, 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정와 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위;

상기 PET 검출기 단위로부터의 신호를 수신하여 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서로부터의 신호를 각각 증폭시키는 신호 증폭부; 및

상기 신호 증폭부로부터의 신호를 수신하여 획득된 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서에서 검출되는 각각의 신호의 진폭의 크기를 비교함으로써 상기 섬광결정에서 상기 감마선이 입사된 위치(이하 반응깊이라 함)를 판별하는 반응깊이 판별부를 포함하는 PET 검출기 모듈.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서는

$10\mu m^2$ 이상으로 큰 면적을 가진 마이크로셀로 구성된 GAPD를 이용하는 것을 특징으로 하는 PET 검출기 모듈.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 반응깊이 판별부에서 출력된 신호 및 상기 PET 검출기 단위로부터의 신호의 합으로부터 입사된 감마선의 에너지 정보와 반응시간 정보를 제공하는 신호 처리부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 PET 검출기 모듈.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 섬광결정은 BGO(Bismuth Germanate), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate), LuAP(Lutetium Aluminum Perovskite), LuYAP(Lutetium Yttrium Aluminum Perovskite), LaBr3 (Lanthanum Bromide) 및 LuI3(Lutetium Iodide), GSO(Gadolinium oxyorthosilicate), LGSO (lutetium gadolinium oxyorthosilicate), LuAG (Lutetium aluminum garnet) 중 하나로 이루어지는 것을 특징으로 하는 PET 검출기 모듈.

청구항 9

생체내에서 방출되어 입사된, 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정 및 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위가 행렬형태로 확장되고, 이들이 다각형 또는 환형으로 배열된 PET 검출기.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서는

$10\mu m^2$ 이상으로 큰 면적을 가진 마이크로셀로 구성된 GAPD를 이용하는 것을 특징으로 하는 PET 검출기.

청구항 11

생체내에서 방출되어 입사된, 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정 및 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위가 서로 원형태로 연결되어 집합되어 구성된 PET 검출기.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서는

$10\mu m^2$ 이상으로 큰 면적을 가진 마이크로셀로 구성된 GAPD를 이용하는 것을 특징으로 하는 PET 검출기.

청구항 13

촬영이 이루어질 수 있도록 환자가 인입되는 촬영구가 형성되고 MR 영상을 촬영하는 MRI 보어;

상기 MRI 보어 내부에 장착되고, 생체내에서 방출되어 입사된 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정 및 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위가 원통형태로 다수의 배열로 집합되어 구성된 PET 검출기;및

상기 MRI 보어로부터의 MR 영상에 관한 신호 및 상기 PET 검출기로부터의 신호를 이용하여 영상을 구성하도록 신호를 처리하는 회로부를 포함하는 PET-MRI 융합시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서는

$10\mu m^2$ 이상으로 큰 면적을 가진 마이크로셀로 구성된 GAPD를 이용하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합시스템.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 PET(Positron Emission Tomagraphy) 검출기 모듈, 이것을 이용한 PET 검출기 및 융합형 PET 의료영상장치에 관한 것으로, 특히 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode)를 광센서로 이용하는 PET 검출기 모듈, 이것을 이용한 PET 검출기 및 융합형 PET 의료영상장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 세포, 전임상, 임상실험 및 환자의 진단을 위해 사용되는 의료 영상은 일반적으로 크게 구조적인 영상과 기능적인 영상으로 분류된다. 구조적인 영상은 인체의 구조 및 해부학적 영상을 의미하고, 기능적인 영상은 인체의 인지, 감각기능 등에 대한 기능 정보를 직접 또는 간접적인 방법으로 영상화하는 것이다. 구조 및 해부학적 영상 기술에는 컴퓨터단층촬영장치(Computed Tomography: CT), 자기공명단층촬영장치(Magnetic Resonance Imaging: MRI)등이 있고, 인체의 생리적 및 생화학적 작용을 관찰하여 기능 정보를 영상화하는 기술로서는 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomagraphy :PET)가 널리 사용되고 있다.

[0003] PET은 비침습적으로 인체 기능을 계량화하는 강력한 생물학적 영상도구로서, 방사성 활성을 갖는 양전자 방출동위원소로 표지된 생물학적 탐지자(probe) 분자를 체내에 주입한 후, 방사능의 분포를 단층촬영으로 재구성하여 영상화하여 인체의 각 장기 내의 생리적, 생화학적인 반응을 정량화할 수 있다. PET에 의해 제공되는 뇌, 장기 등의 인체 구조에 대한 기능적/분자학적 정보는 질병의 병인 연구, 진단 예후 판정 및 항암 치료 후 경과 관찰 등에 유용하게 이용할 수 있다.

[0004] 또한, PET는 인체조직의 기능적 정보를 분자수준의 민감도를 가지고 제공하면서, 본질적으로 낮은 해상도 측면의 한계성을 극복하기 위해 PET-CT, PET-MR, PET-광학영상기기와 같은 융합형 PET 의료영상장비로 그 개념이 발전하고 있다.

[0005] 도 1a는 PET 시스템을 도시한 사시도이고 도 1b는 PET 시스템 중 PET 검출기를 확대한 사시도이다.

[0006] 도 1a 및 1b를 참조하면, PET 시스템(100)은 PET 검출기(120), PET 검출기(120)에 일측이 연결되는 케이블(130)과 케이블(130)의 타측에 연결되는 PET 회로부(140)를 포함한다. 환자를 이송하는 베드(111)는 받침대(113) 위에 이송가능하게 형성되고, PET 검출기(120)는 환자가 통과할 수 있도록 소정의 내경을 갖는 관 형상으로 이루어져 촬영구(도시되지 않음) 내부에 형성된다. 일측에는 다수개의 섬광결정(121)이 환형으로 배열되어 섬광결정 어레이(122)를 이루고, 섬광결정 어레이(122)는 PET 검출기(120)의 길이방향을 따라 다수개 배열되고, 섬광결정(121) 타측부는 광센서와 연결되어 PET 검출기(120)를 구성한다. PET 검출기(120)를 구성하는 광센서(도시되지 않음)는 섬광결정(121)에서 검출한 섬광을 전기적인 신호로 변환한다. 광센서로는 PMT(Photo-Multiplier Tube), PIN Diode(Positive-Intrinsic-Negative Diode), CdTe(Cadmium Telluride), CZT(Cadmium Zinc Telluride), APD(Avalanche Photo Diode) 또는 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode) 등이 이용될 수 있다.

[0007] PMT는 1974년에 개발되어 현재까지 PET 장치에 가장 널리 사용되고 있는 광센서이다. 양자효율은 25~30%가 일반적이고 최근에는 40% 이상까지 개발되었다. 높은 신호증폭율과 낮은 노이즈 특성 그리고 매우 안정적으로 동작한다는 장점을 가지고 있다. 높은 바이어스 전압을 걸어주어야 하고, 자기장에 민감하여 PET-MR과 같은 융합영상장치에 사용되기 어려운 단점을 가지고 있다.

[0008] 최근에는 자기장내에서도 사용이 가능한 반도체 광센서들이 개발되었다. 특히, GAPD는 높은 신호증폭율, 낮은 노이즈 특성, 대량 생산 가능성, MR 호환성 및 낮은 바이어스 전압에서 동작한다는 장점을 가지고 있어, PMT를 대체하는 차세대 광센서로써 주목받고 있다. GAPD는 통상적으로 4~9 mm^2 크기의 하나의 광센서가 수십~수백 um 크기를갖는 다수개의 마이크로셀들이 2차원으로 배열된 형태를 가진다. 각각의 마이크로셀들은 가이거모드로 동작하는 APD로 구성되어 있으며, 이들은 하나의 광자가 입사하면 통상적으로 10^6 배의 증폭율을 가지고 전자를 방출하고, 다시 100 kΩ ~ 1MΩ 크기를 갖는 억제저항에 의해 소멸되는 과정을 거치면서 원래상태로 되돌아간다.

즉, 각각의 마이크로셀들은 광자의 입사유무를 판단하는 on/off 스위치 동작을 한다. 하나의 감마선이 섬광결정에 도달하여 다수개의 섬광으로 변환되고, 이들이 GAPD에 입사한다면, on 반응이 일어난 마이크로셀들의 총 개수를 측정함으로써 입사한 감마선의 크기를 알 수 있게 된다.

[0009] 그러나, GAPD가 PET 검출기로 이용되기 위해서는 511 keV 감마선에 대한 선형성 문제가 해결되어야 하므로, 낮은 양자효율을 감수하고서라도 마이크로셀 개수가 많은 GAPD가 통상적으로 사용되고 있다. 즉, 단위면적당 셀 개수가 적어서 높은 양자효율을 가진 GAPD의 경우 높은 에너지 정보를 제공하는 것이 가능함에도 불구하고, 511 keV 감마선에 대한 선형성을 문제로 PET 검출기에 이용될 수 없었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 GAPD 광센서를 이용하여 선형성이 유지되면서 고에너지 및 반응깊이 정보까지 제공할 수 있는 PET 검출기 모듈, 이것을 이용한 PET 검출기 및 융합형 PET 의료영상장치를 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 일 양태에 따르면 생체내에서 방출되어 입사된 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정와 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode) 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET(Positron Emission Tomagraphy) 검출기 단위, 및 상기 PET 검출기 단위로부터의 신호를 수신하여 획득된 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서에서 검출되는 각각의 신호의 진폭의 크기를 비교함으로써 상기 섬광결정에서 상기 감마선이 입사된 위치(이하 반응깊이라 함)를 판별하는 반응깊이 판별부를 포함하는 PET 검출기 모듈을 제공한다.

[0012] 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서는 $10\,\mu m^2$ 이상으로 큰 면적을 가진 마이크로셀로 구성된 GAPD를 이용할 수 있다.

[0013] 상기 PET 검출기 모듈은 상기 반응깊이 판별부에서 출력된 신호 및 상기 PET 검출기 단위로부터의 신호의 합으로부터 입사된 감마선의 에너지 정보와 반응시간 정보를 제공하는 신호 처리부를 더 포함할 수 있다.

[0014] 상기 섬광결정은 BGO(Bismuth Germanate), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate), LuAP(Lutetium Aluminum Perovskite), LuYAP(Lutetium Yttrium Aluminum Perovskite), LaBr3 (Lanthanum Bromide) 및 LuI3(Lutetium Iodide), GSO(Gadolinium oxyorthosilicate), LGSO (lutetium gadolinium oxyorthosilicate), LuAG (Lutetium aluminum garnet) 중 하나로 이루어질 수 있다.

[0015] 본 발명의 다른 양태에 따르면 생체내에서 방출되어 입사된, 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정와 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위, 상기 PET 검출기 단위로부터의 신호를 수신하여 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서로부터의 신호를 각각 증폭시키는 신호 증폭부, 및 상기 신호 증폭부로부터의 신호를 수신하여 획득된 상기 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서에서 검출되는 각각의 신호의 진폭의 크기를 비교함으로써 상기 섬광결정에서 상기 감마선이 입사된 위치(이하 반응깊이라 함)를 판별하는 반응깊이 판별부를 포함하는 PET 검출기 모듈을 제공한다.

[0016] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면 생체내에서 방출되어 입사된, 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정 및 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위가 원통형태로 다수의 배열로 집합되어 구성된 PET 검출기를 제공한다.

[0017] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면 생체내에서 방출되어 입사된, 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시키는 섬광결정 및 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위가 서로 원형태로 연결되어 집합되어 구성된 PET 검출기를 제공한다.

[0018] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면 촬영이 이루어질 수 있도록 환자가 인입되는 촬영구가 형성되고 MR 영상을 촬영하는 MRI 보어, 상기 MRI 보어 내부에 장착되고, 생체내에서 방출되어 입사된 감마선을 검출하여 섬광으로 변

환시키는 섬광결정 및 상기 섬광결정의 양측으로 각각 연결되어 상기 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시키는 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서를 포함하는 PET 검출기 단위가 원통형태로 다수의 배열로 집합되어 구성된 PET 검출기,및 상기 MRI 보어로부터의 MR 영상에 관한 신호 및 상기 PET 검출기로부터의 신호를 이용하여 영상을 구성하도록 신호를 처리하는 회로부를 포함하는 PET-MRI 융합시스템을 제공한다.

발명의 효과

[0019] 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈은 선형성이 유지되면서 고에너지 및 반응깊이 정보까지 제공할 수 있다. 이러한 PET 검출기 모듈은 매우 향상된 선형성 및 에너지분해능을 나타낸다. 임상용 PET과 전임상용 PET, 특히 소동물 PET 또는 유방 및 뇌 전용 PET 검출기에 활용할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1a는 PET 시스템을 도시한 사시도이고 도 1b는 PET 시스템 중 PET 검출기를 확대한 사시도이다.

도 2는 PET 검출기에서 GAPD 광센서를 구성하는 마이크로셀의 개수와 선형성, 양자효율(PDE) 및 게인(gain)의 상관관계를 나타내는 그래프이다.

도 3은 PET 검출기에 이용되는 일반적인 GAPD 광센서의 일 예를 보여주는 도면이다.

도 4는 본 실시예에 따른 PET 검출기에 이용되는 GAPD 광센서의 일 예를 보여주는 도면이다.

도 5는 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 일 예를 보여주는 도면이다.

도 6은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈로 구성된 PET 검출기의 일 예를 보여주는 도면이다.

도 7은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈로 구성된 PET 검출기의 다른 예를 보여주는 도면이다.

도 8은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 다른 예를 보여주는 도면이다.

도 9는 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서 반응깊이를 판별하는 일 예를 보여주는 도면이다.

도 10은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서 반응깊이를 판별하는 다른 예를 보여주는 도면이다.

도 11은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈을 이용한 PET 검출기와 MRI 보어를 이용한 PET-MRI 융합시스템을 나타내는 도면이다.

도 12는 입사된 광자수와 반응한 마이크로셀의 관계를 보여주는 그래프이다.

도 13은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 선형성(linearity)을 보여주는 그래프이다.

도 14는 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 에너지분해능을 보여주는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0022] 제2, 제1 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제2 구성요소는 제1 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제1 구성요소도 제2 구성요소로 명명될 수 있다. 및/또는 이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.

[0023] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

[0024] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함

하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0025] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0026] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 실시예를 상세히 설명하되, 도면 부호에 관계없이 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 참조 번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0027] 도 2는 PET 검출기에서 GAPD 광센서를 구성하는 마이크로셀의 개수와 선형성, 양자효율(PDE) 및 게인(gain)의 상관관계를 나타내는 그래프이다.

[0028] 도 2를 참조하면, GAPD 광센서를 구성하는 마이크로셀 개수가 작아질수록 즉, 마이크로셀 크기가 증가할수록 증폭율이나 양자효율은 증가하지만, 선형성이 떨어져 PET 검출기로 사용되지 않았다. 이와 반대로, GAPD 광센서를 구성하는 마이크로셀 개수가 증가할수록 즉, 마이크로셀 크기가 작아질수록 선형성은 증가하지만 증폭율이나 양자효율은 감소된다. 따라서, 종래의 일례로 3 mm x 3 mm 크기를 가진 LSO와 GAPD가 결합한 PET 검출기 제작에 있어서, 선형성 측면에서 마이크로셀 크기가 10 μm^2 이상 큰 면적을 가진 GAPD는 사용이 어렵다고 보고되어왔다.

[0029] 도 3은 PET 검출기에 이용되는 일반적인 GAPD 광센서의 일 예를 보여주는 도면이고, 도 4는 본 실시예에 따른 PET 검출기에 이용되는 GAPD 광센서의 일 예를 보여주는 도면이다.

[0030] 도 3 및 도 4를 참조하면, 일반적인 GAPD 광센서는 대략 10 μm^2 이하의 면적을 가진 마이크로셀(310)들이 400개/mm^2 이상으로 구성된다. 본 실시예에 따른 GAPD 광센서는 대략 10 μm^2이상인 면적을 가진 마이크로셀들이 100~400개/mm^2로 구성된다. 바람직하게는, 본 실시예에 따른 GAPD 광센서는 대략 100 μm^2이상인 면적을 가진 마이크로셀(410) 100개/mm^2로 구성될 수 있다.

[0031] 도 5는 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 일 예를 보여주는 도면이다.도 5를 참조하면, PET 검출기 모듈(500)은 PET 검출기 단위(510), 케이블(520), 반응깊이 판별부(530) 및 신호 처리부(550)를 포함한다. 이러한 다수의 PET 검출기 단위(510)가 여러가지 형태로 집합되어 PET 검출기를 구성한다. PET 검출기 단위(510)는 섬광결정(511), 섬광결정(511)의 양측으로 연결된 제1 GAPD 광센서(513) 및 제2 GAPD 광센서(515)를 포함한다. 섬광결정(511)은 섬광결정 어레이(도시되지 않음)를 구성하고, 생체내에서 방출되는 감마선을 검출하여 섬광으로 변환시킨다. 예를들어, 섬광결정(511)은 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출한다. 여기서, 섬광결정은 BGO(Bismuth Germanate), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate), LuAP(Lutetium Aluminum Perovskite), LuYAP(Lutetium Yttrium Aluminum Perovskite), LaBr3 (Lanthanum Bromide) 및 LuI3(Lutetium Iodide), GSO(Gadolinium oxyorthosilicate), LGSO (lutetium gadolinium oxyorthosilicate), LuAG (Lutetium aluminum garnet) 중 하나로 이루어질 수 있다. 여기서, 제1 GAPD 광센서(513) 및 제2 GAPD 광센서(515)로부터 출력된 신호는 케이블(520) 없이 반응깊이 판별부(530)로 직접 연결될 수도 있다.

[0032] 제1 GAPD 광센서(513) 및 제2 GAPD 광센서(515)는 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시킨다. 케이블(520)은 변환된 전기적인 신호를 반응깊이 판별부(530)에 전달한다. 반응깊이 판별부(530)는 제1 GAPD 광센서(513) 및 제2 GAPD 광센서(515)에서 검출된 섬광의 개수의 비율을 이용하여 감마선 반응깊이를 판별할 수 있다. 예를 들어, PET 검출기(510)로부터의 신호를 수신하여 획득된 상기 제1 GAPD 광센서(513) 및 제2 GAPD 광센서(515)에서 검출되는 각각의 신호의 진폭의 크기를 비교함으로써 감마선 반응깊이를 판별할 수 있다. 여기서, 감마선 반응깊이는 감마선이 섬광결정(511)에 입사된 위치를 말한다. 신호 처리부(550)는 반응깊이 판별부(530)에서 출력된 신호 및 PET 검출기(510)로부터의 신호의 합으로부터 입사된 감마선의 에너지 정보와 반응시간 정보를 제공한다.

[0033] 도 6은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈로 구성된 PET 검출기의 일 예를 보여주는 도면이다.

[0034] 도 6을 참조하면, 섬광결정(511), 섬광결정(511)의 양측으로 연결된 제1 GAPD 광센서(513) 및 제2 GAPD 광센서(515)를 포함하는 PET 검출기 단위(510)가 원통형태로 다수의 배열로 집합되어 PET 검출기를 구성한다. 여기서, PET 검출기 단위(510)의 배열 수는 도시된 바외에도 다양할 수 있음은 당업자에게 자명할 것이다. 여기서, PET 검출기는 PET 검출기 단위(510)가 행렬형태로 확장되고, 이들이 다각형 또는 환형으로 배열되어 구성될 수 있다.

[0035] 도 7은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈로 구성된 PET 검출기의 다른 예를 보여주는 도면이다.

[0036] 도 7을 참조하면, 섬광결정(511), 섬광결정(511)의 양측으로 연결된 제1 GAPD 광센서(513) 및 제2 GAPD 광센서(515)를 포함하는 PET 검출기 단위(510)가 서로 원형태로 연결되어 집합되어 PET 검출기를 구성한다. 본 실시예에 따른 PET 검출기 단위를 이용하여 상기 외에도 다양한 형태로 PET 검출기를 구성할 수 있다. 예를 들어, 다수의 섬광결정이 행렬 형태로 배치된 층이 하나로 구성되거나 다수의 섬광결정이 행렬 형태로 배치된 층이 적어도 2층이 적층되고 하단으로 광센서를 구성하는 형태로 구성될 수도 있다.

[0037] 도 8은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 다른 예를 보여주는 도면이다.

[0038] 도 8을 참조하면, PET 검출기 모듈(600)은 PET 검출기(610), 케이블(620), 신호 증폭부(630), 반응깊이 판별부(650) 및 신호 처리부(670)를 포함한다. PET 검출기(610)는 섬광결정(611), 섬광결정(611)의 양측으로 연결된 제1 GAPD 광센서(613) 및 제2 GAPD 광센서(615)를 포함한다. 이러한 PET 검출기 모듈(600)에서는 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환하는 제1 GAPD 광센서(613) 및 제2 GAPD 광센서(615)로부터의 신호를 케이블(620)를 통해 신호 증폭부(630)로 전달한다. 신호 증폭부(630)는 제1 GAPD 광센서(613) 및 제2 GAPD 광센서(615)로부터의 신호를 각각 증폭하여 반응깊이 판별부(650)에 전달한다. 반응깊이 판별부(650)는 제1 GAPD 광센서(613) 및 제2 GAPD 광센서(615)에서 검출된 섬광의 개수의 비율을 이용하여 감마선 반응깊이를 판별할 수 있다. 신호 처리부(670)는 반응깊이 판별부(650)에서 출력된 신호 및 PET 검출기(610)로부터의 신호의 합으로부터 입사된 감마선의 에너지 정보와 반응시간 정보를 제공한다

[0039] 도 9는 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서 반응깊이를 판별하는 일 예를 보여주는 도면이다.

[0040] 도 9를 참조하면, PET 검출기 단위는 섬광결정(730), 섬광결정(730)의 양측으로 연결된 제1 GAPD 광센서(710) 및 제2 GAPD 광센서(720)를 포함하고, 감마선이 입사하여 10개의 섬광이 발생한 경우 제1 GAPD 광센서(710)에서는 섬광 5개가 검출되고 제2 GAPD 광센서(720)에서는 섬광 5개가 검출된다. 따라서, 반응깊이 판별부에서는 섬광결정(730) 0.5인 위치에서 감마선 반응(750)이 발생한 것으로 판별할 수 있다. 예를 들어, PET 검출기로부터의 신호를 수신하여 획득된 제1 GAPD 광센서(710) 및 제2 GAPD 광센서(720)에서 검출되는 각각의 신호의 진폭의 크기를 비교함으로써 감마선 반응깊이를 판별할 수 있다.

[0041] 도 10은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서 반응깊이를 판별하는 다른 예를 보여주는 도면이다.

[0042] 도 10을 참조하면, PET 검출기 단위는 섬광결정(830), 섬광결정(830)의 양측으로 연결된 제1 GAPD 광센서(810) 및 제2 GAPD 광센서(820)를 포함하고, 감마선이 입사하여 10개의 섬광이 발생한 경우 상대적으로 반응위치가 가까운 제1 GAPD 광센서(810)에서는 섬광 7개가 검출되고 제2 GAPD 광센서(820)에서는 섬광 3개가 검출된다. 따라서, 반응깊이 판별부에서는 제1 GAPD 광센서(810) 및 제2 GAPD 광센서(820)에서 검출된 섬광의 개수의 비율로 섬광결정(830) 0.3인 위치에서 감마선 반응(850)이 발생한 것으로 판별할 수 있다.

[0043] 도 11은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈을 이용한 PET 검출기와 MRI 보어를 이용한 PET-MRI 융합시스템을 나타내는 도면이다.

[0044] 도 11을 참조하면, PET-MRI 융합시스템(900)은 촬영이 이루어질 수 있도록 환자가 인입되는 촬영구가 형성되고 MR 영상을 촬영하는 MRI 보어(910), MRI 보어(910) 내부에 장착되는 본 실시예에 따른 PET 검출기(920), PET 검출기(920)에 일측이 연결되는 케이블(930) 및 케이블(930)의 타측에 연결되는 회로부(940)로 구성된다.

[0045] PET 검출기(920)는 다수개의 섬광결정(921)이 환형으로 배열되어 섬광결정 어레이(922)를 이루고, 섬광결정 어레이(922)는 PET 검출기(920)의 길이방향을 따라 다수개 배열된다. 섬광결정(921)의 양측으로는 각각 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서와 연결되어 PET 검출기(920)를 구성한다. 이러한 각각의 제1 GAPD 광센서 및 제2 GAPD 광센서는 케이블(930)에 의해 회로부(940)로 연결된다. 회로부(940)는 PET 검출기(920)로부터의 신호 및 MRI 보어(910)로부터의 MR 영상에 관한 신호를 이용하여 영상을 구성하도록 신호를 처리한다.

[0046] 여기서, PET-MRI 융합시스템(900)은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈을 이용한 PET-MRI 융합시스템의 일 예에 불과하고, 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈을 이용하여 다양한 형태의 PET-MRI 융합시스템을 구성할 수 있음

은 당업자에게 자명할 것이다.

[0047] 이하에서는 본 실시예에 따른 PET 검출기 및 PET 검출기 모듈의 효과에 대하여 설명한다.

[0048] 본 실시예에 따라 마이크로셀이 900개의 조합으로 구성되고, 광검출효율(photodetection efficiency, PDE)이 50%인 3×3 mm^2 크기의 GAPD를 이용하여 PET 검출기를 구성한다고 가정한다. GAPD에 입사되는 총 광자의 개수가 6,000개가 입사된다고 가정한다. 반응한 마이크로셀 수는 다음 수학식 1과 같다.

수학식 1

$$N_{fired_microcell} = N_{total_microcells}[1-e^{(-\varepsilon\frac{N_{photons}}{N_{total_microcells}})}]$$

[0049]

[0050] 여기서, $N_{fired_microcell}$ 는 반응한 마이크로셀 수, $N_{total_microcells}$ 는 총 마이크로셀 수, $N_{photons}$ 는 입사한 광자수 및 ε는 광검출효율을 나타낸다. 여기서, 광검출효율(ε)은 다음 수학식 2와 같다.

수학식 2

$$\varepsilon = Q.E \times F \times \varepsilon_{Geiger}$$

[0051]

[0052] 여기서, $Q.E$ 는 양자효율, F는 채움계수 및 ε_{Geiger} 는 가이거모드 반응 확률을 나타낸다.

[0053] 일반적인 PET 검출기를 이용하는 경우는 총 반응한 마이크로셀 수는 868개이나 본 실시예에 따른 PET 검출기를 이용하는 경우는 1460개이다. 하나의 GAPD에서 반응이 발생한 마이크로셀 수가 730개이므로 본 실시예와 같이 두 개의 GAPD에서 반응이 발생한 마이크로셀 수가 1460개이다.

[0054] 도 12는 입사된 광자수와 반응한 마이크로셀의 관계를 보여주는 그래프이다.

[0055] 도 12를 참조하면, 동일한 광자를 가진 동일한 감마선을 종래 PET 검출기(single)에 적용한 경우와 본 실시예에 따른 PET 검출기(dual)에 적용한 경우를 비교하였다. 본 실시예에 따른 PET 검출기(dual)에 적용한 경우에 출력되는 전자의 개수가 더 많음을 확인할 수 있다. 따라서, 본 실시예에 따른 PET 검출기(dual)가 더 정확한 에너지 및 선형성 정보를 제공할 수 있다.

[0056] 도 13은 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 선형성(linearity)을 보여주는 그래프이다.

[0057] 도 13을 참조하면, 선형성은 입사한 감마선 에너지(x축)가 증가함에 따라 출력되는 전자개수(y축)가 비례적으로 증가하는지를 나타내는 지표이다. 단일의 GAPD로 구성되는 광센서를 이용하는 종래방법에서는 선형성이 86%를 보여준다. 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서는 선형성이 93%로 향상됨을 확인할 수 있다. 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서는 PET에서 사용되는 511 keV 감마선을 선형적으로 잘 구분할 수 있다.

[0058] 도 14는 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈의 에너지분해능을 보여주는 그래프이다.

[0059] 도 14를 참조하면, PET 검출기가 에너지 스펙트럼 분석을 통해 511 keV 감마선을 어떠한 정도의 에러확률을 가지고 검출할 수 있는데, 이러한 에러확률 정도를 에너지 분해능이라 한다. 단일의 GAPD로 구성되는 광센서를 이용하는 종래방법에서는 11%의 에너지분해능을 나타내는데 반해, 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서는 9%의 에너지분해능을 나타낸다. 본 실시예에 따른 PET 검출기 모듈에서 에너지분해능이 향상된 것을 확인할 수 있다.

[0060] 본 실시예에서 사용되는 '~부'라는 용어는 소프트웨어 또는 FPGA(field-programmable gate array) 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, '~부'는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 '~부'는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. '~부'는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 '~부'는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로코드, 회로, 데이터,데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들, 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 '~부'들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 '~부'들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 '~부'들로 더 분리될 수 있다. 뿐만 아니라, 구성요소들 및 '~부'들은 디바이스 또는 보안 멀티미디어카드 내의 하나 또는 그 이상의 CPU들을 재생시키도록 구현될 수도 있다.

[0061] 또한, 상술한 실시예에서 사용한 구체적인 수치는 본 발명의 일 실시예를 설명하기 위한 것에 불과하므로 본 발명의 내용이 이러한 구체적인 수치에 한정되지 않는다.

[0062] 상술한 모든 기능은 상기 기능을 수행하도록 코딩된 소프트웨어나 프로그램 코드 등에 따른 마이크로프로세서, 제어기, 마이크로제어기, ASIC(Application Specific Integrated Circuit) 등과 같은 프로세서에 의해 수행될 수 있다. 상기 코드의 설계, 개발 및 구현은 본 발명의 설명에 기초하여 당업자에게 자명하다고 할 것이다.

[0063] 이상 본 발명에 대하여 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시켜 실시할 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 따라서 상술한 실시예에 한정되지 않고, 본 발명은 이하의 특허청구범위의 범위 내의 모든 실시예들을 포함한다고 할 것이다.

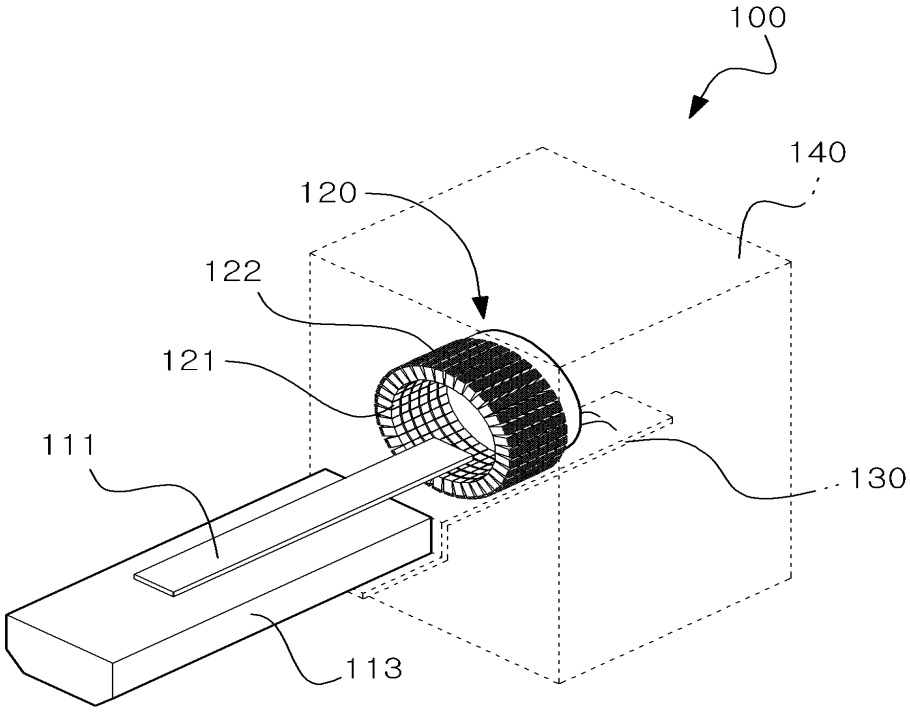
부호의 설명

[0064]

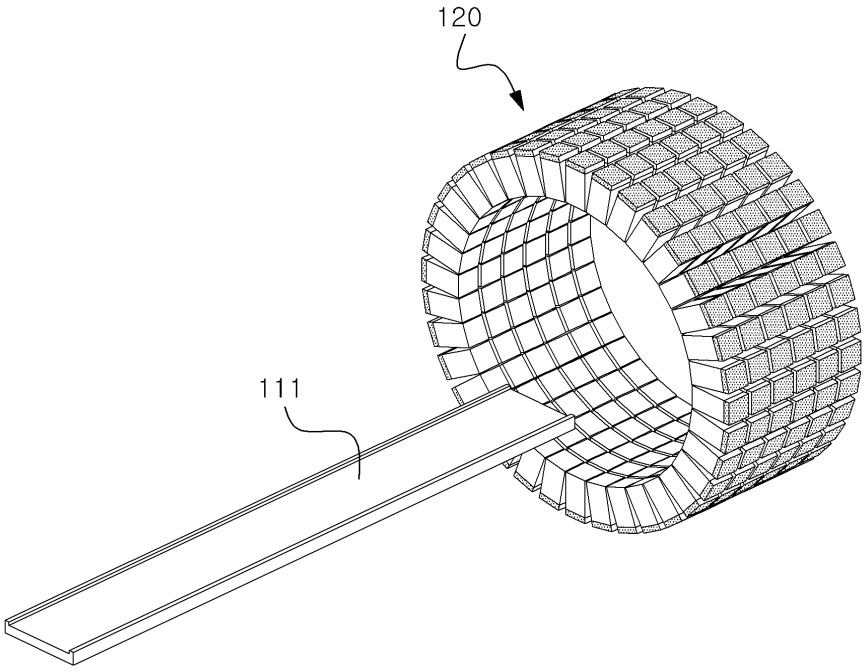
500: PET 검출기 모듈	510: PET 검출기 단위
511: 섬광결정	513: 제1 GAPD 광센서
515: 제2 GAPD 광센서	520: 케이블
530: 반응깊이 판별부	550: 신호 처리부

도면

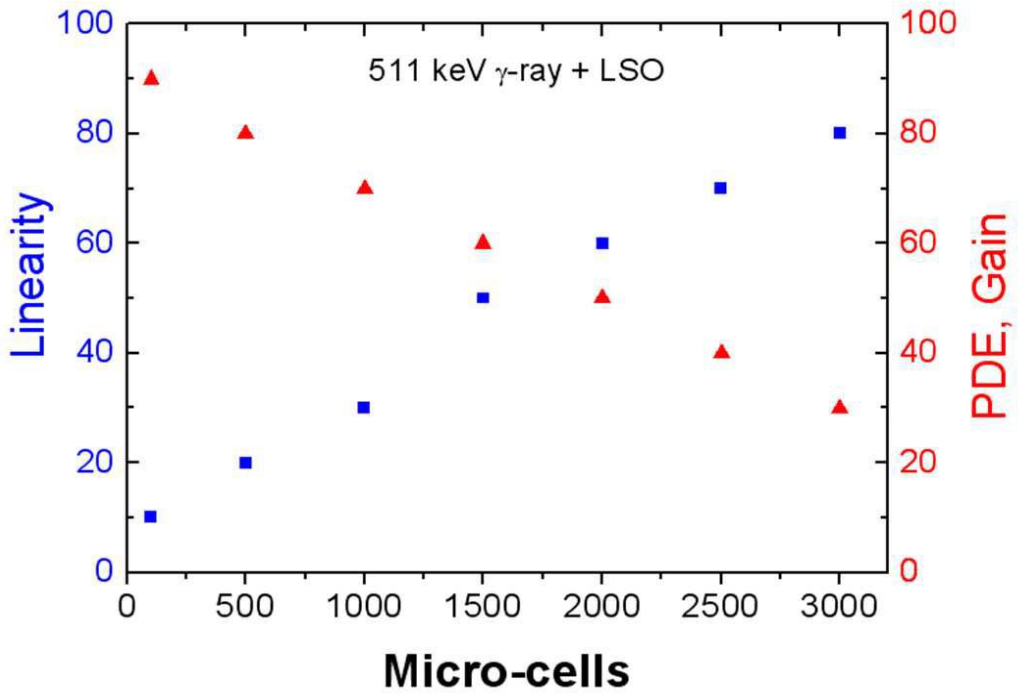
도면1a



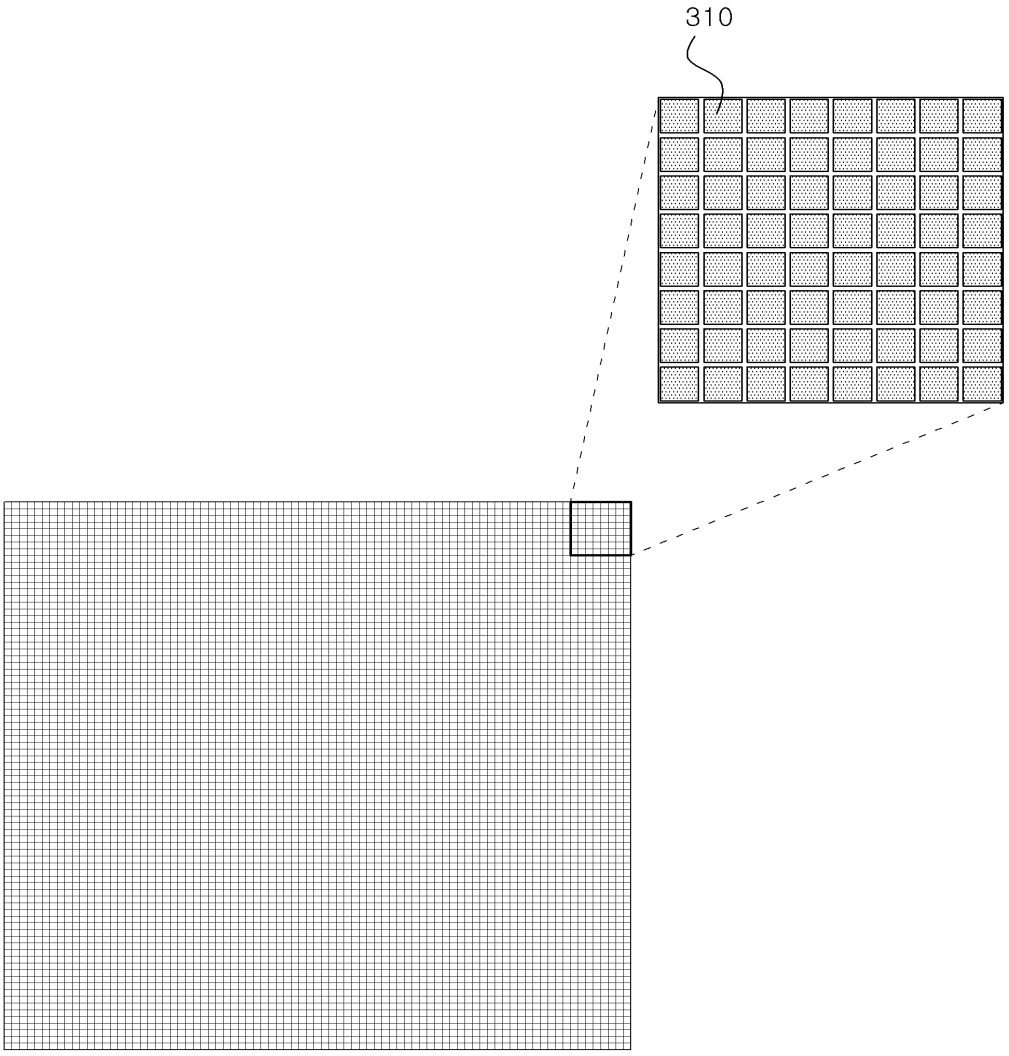
도면1b



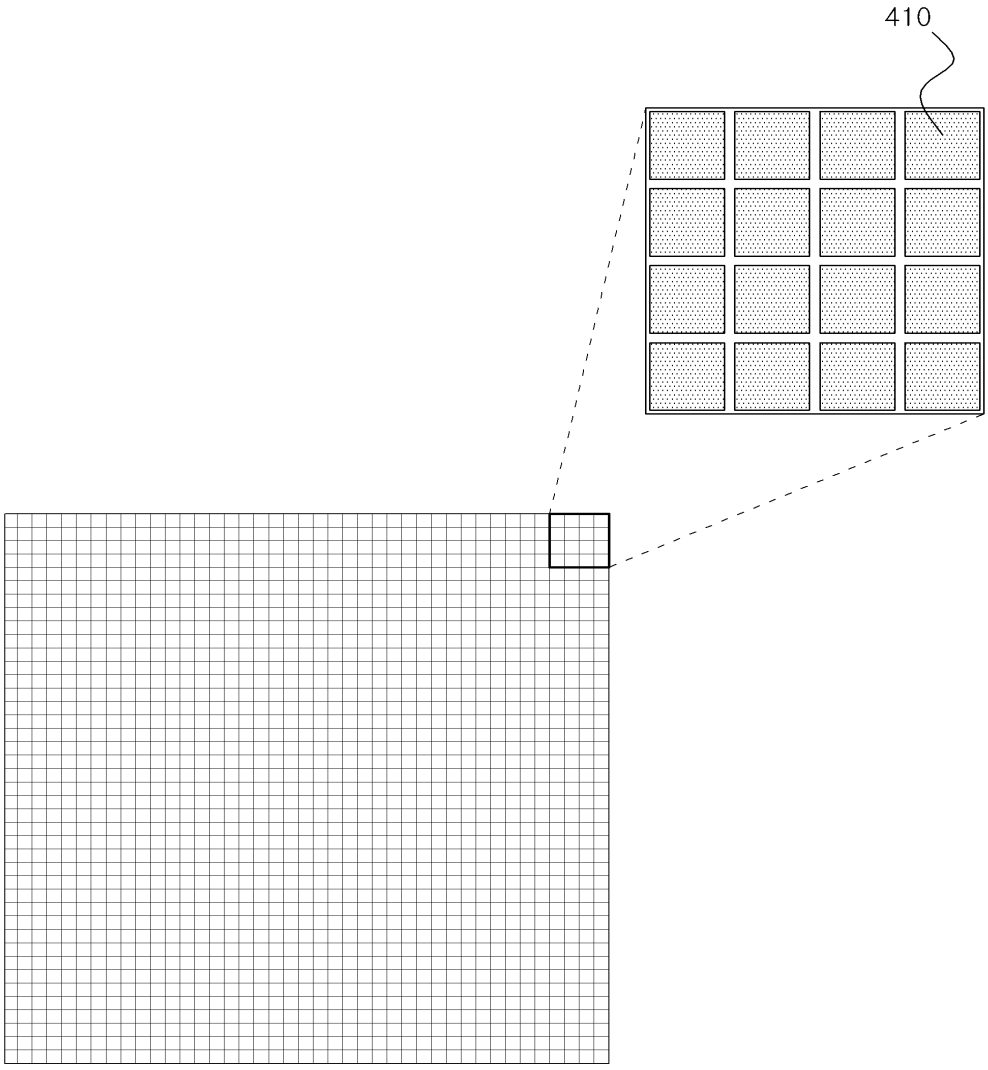
도면2


511 keV γ-ray + LSO
Linearity
PDE, Gain
Micro-cells
0
20
40
60
80
100
0
500
1000
1500
2000
2500
3000

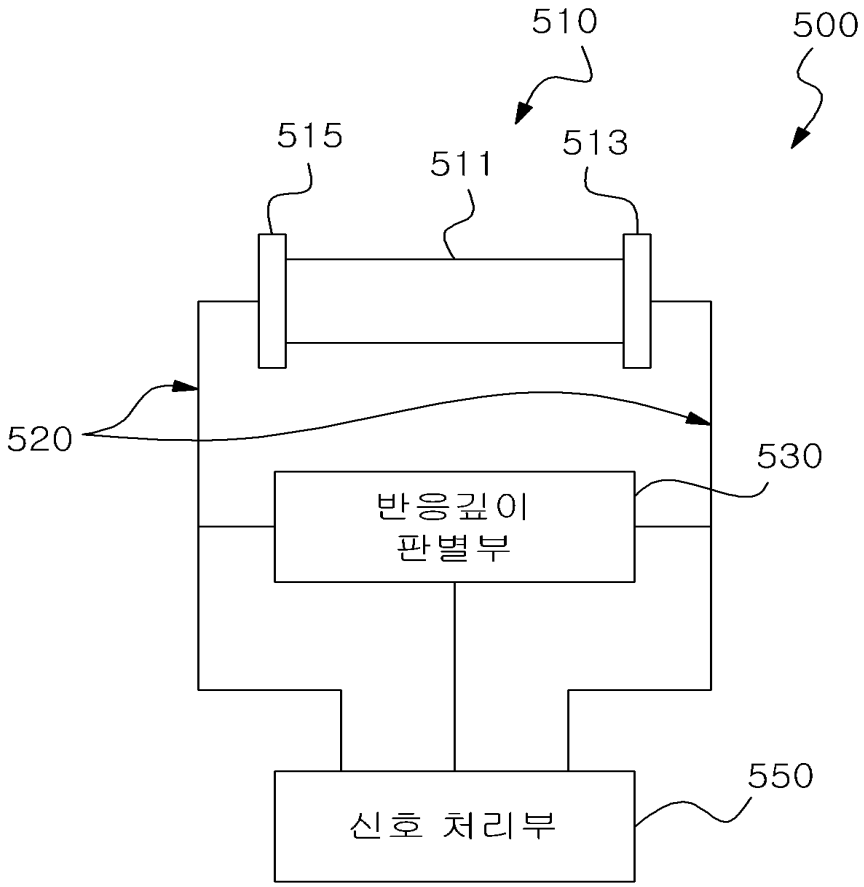
도면3



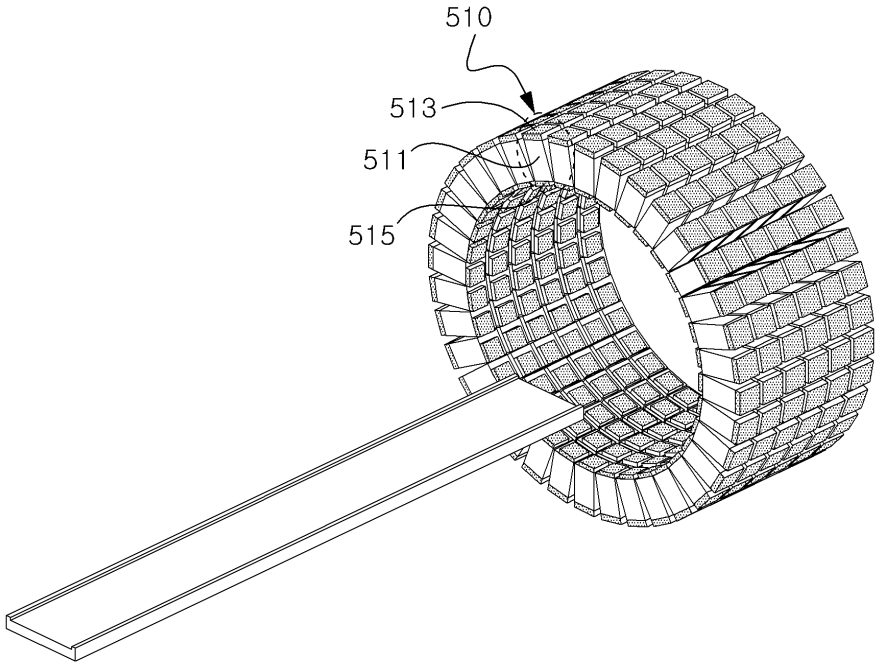
도면4



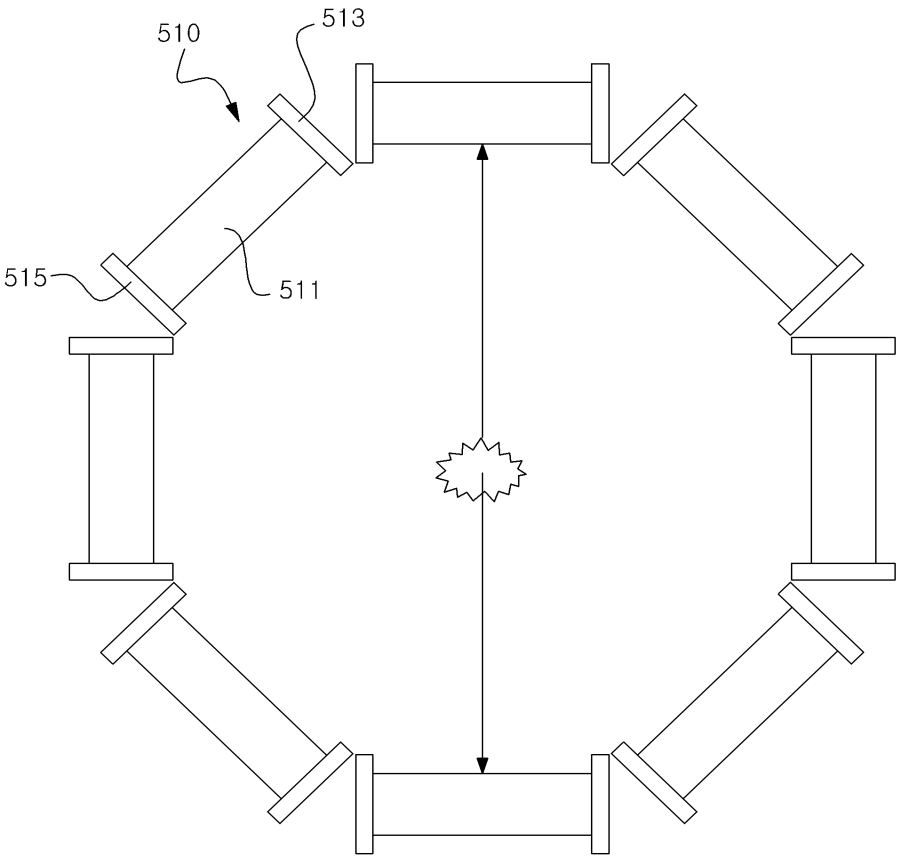
도면5



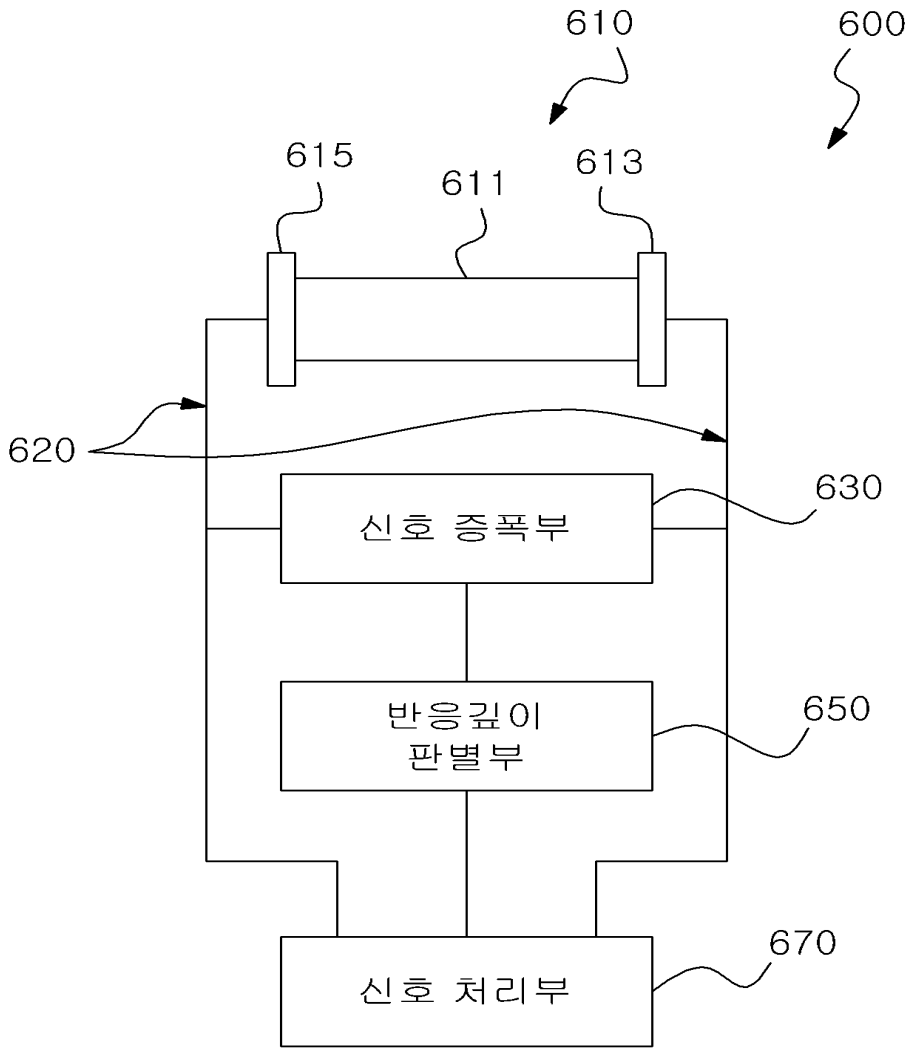
도면6



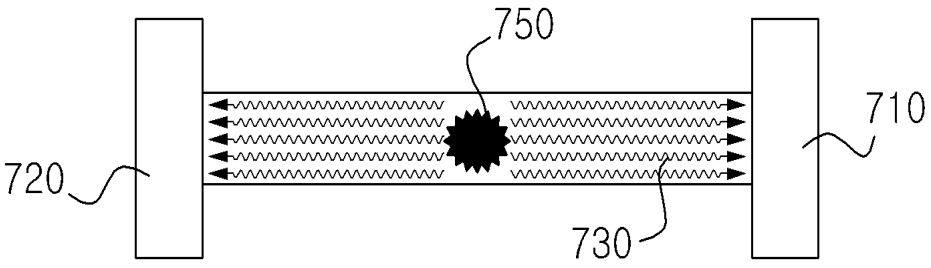
도면7



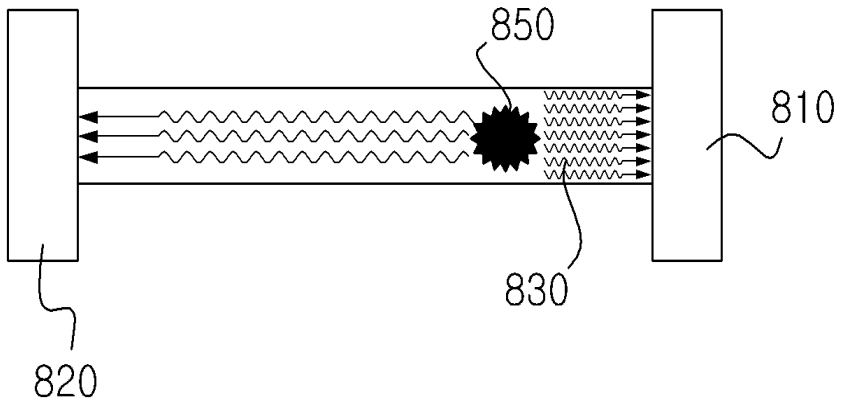
도면8


610
600
615
611
613
620
630
신호 증폭부
650
반응깊이
판별부
670
신호 처리부

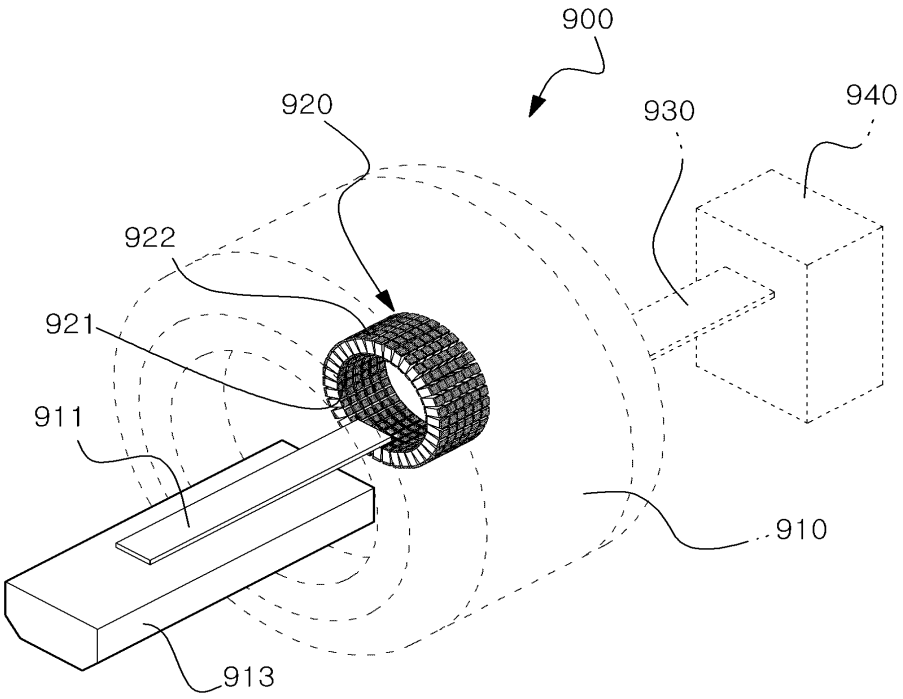
도면9


750
710
720
730

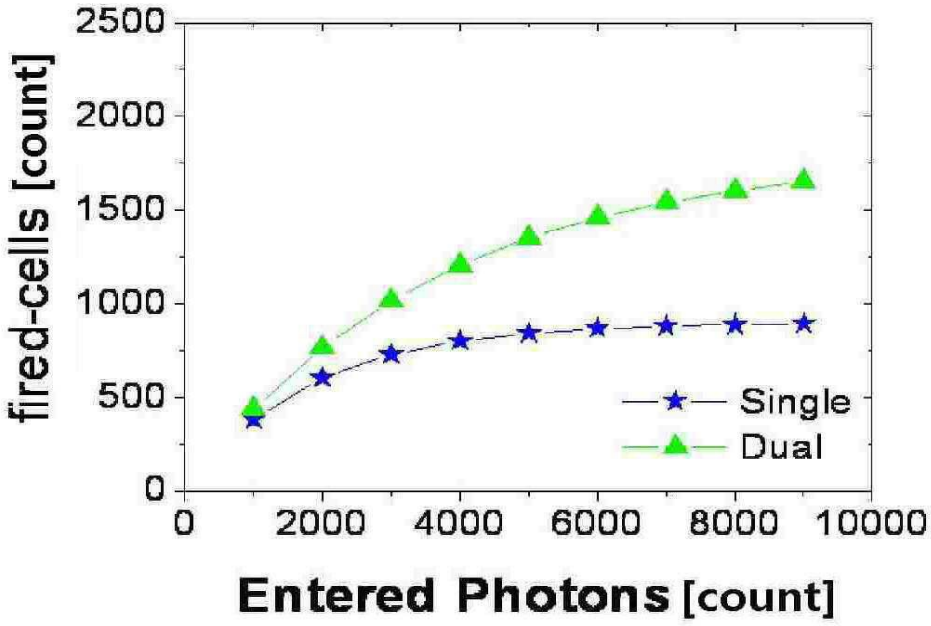
도면10



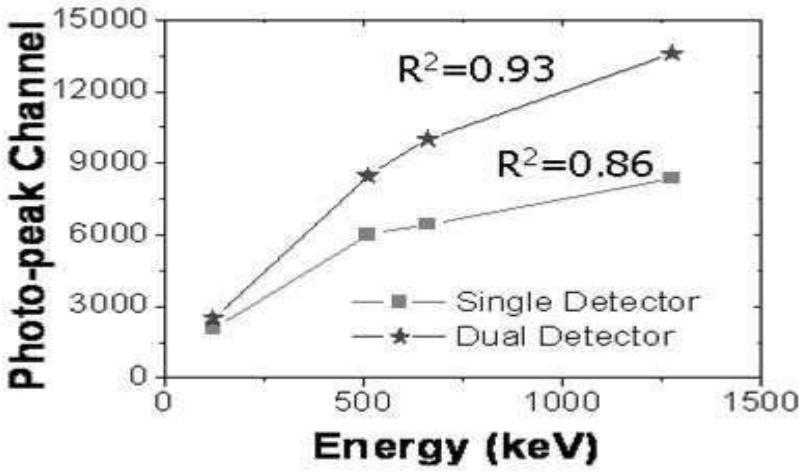
도면11



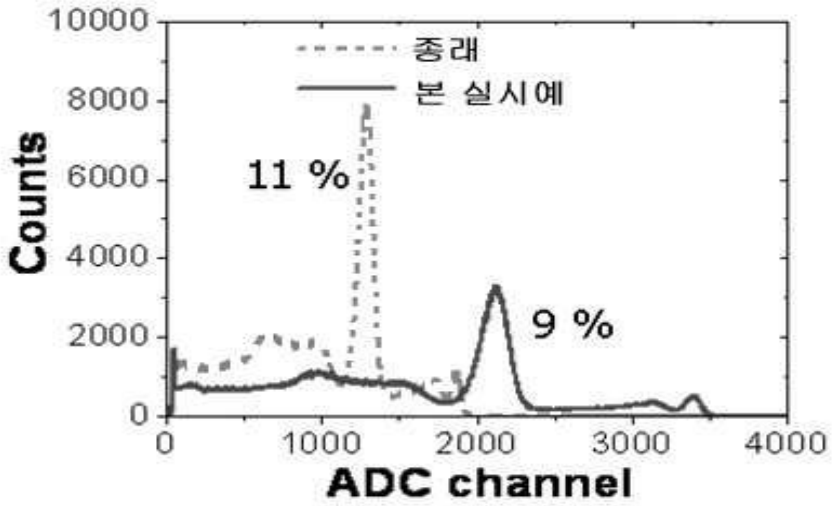
도면12


fired-cells [count]
2500
2000
1500
1000
500
0
0
2000
4000
6000
8000
10000
Entered Photons [count]
Single
Dual

도면13


Photo-peak Channel
15000
12000
9000
6000
3000
0
0
500
1000
1500
Energy (keV)
R²=0.93
R²=0.86
Single Detector
Dual Detector

도면14


10000
8000
6000
4000
2000
0
Counts
종래
본 실시예
11 %
9 %
0
1000
2000
3000
4000
ADC channel