



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0003245
(43) 공개일자 2012년01월10일

(51) Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
G01R 33/32 (2006.01) H01L 31/115 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-0064003

(22) 출원일자 2010년07월02일

심사청구일자 2010년07월02일

(71) 출원인

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

강지훈

전라남도 목포시 송림로 91-5 (용해동)

최용

서울특별시 송파구 올림픽로 135, 254동 1701호
(잠실동, 리센즈)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인충현

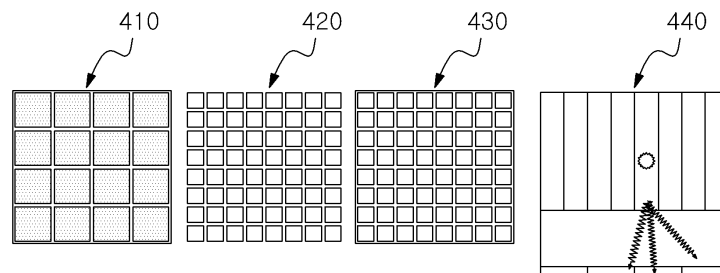
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) PET 모듈에서의 광자 수집 효율 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법

(57) 요약

본 발명은 PET 모듈에서의 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법에 관한 것으로서 감마선으로부터 섬광을 생성하는 섬광 결정, 상기 섬광결정으로부터의 섬광을 광전소자 어레이로 퍼지도록 하는 광 가이드, 및 상기 광 가이드를 통과한 섬광을 전기 신호로 변환하기 위한 광전소자 어레이를 포함하는 PET 모듈에 있어서, 상기 섬광 결정과 상기 광전소자 어레이 사이에 위치하는 광 가이드의 두께를 증가시키고, 상기 광전 소자 어레이를 구성하는 마이크로 셀들의 크기를 증가시키는 것을 특징으로 하며, 큰 면적의 마이크로 셀들을 구비한 GAPD일수록 비선형성이 증가하는 현상에도 불구하고, 광가이드의 두께를 증가시켜 많은 수의 GAPD들로 광자들이 입사함으로써, 고에너지 및 고분해능정보를 동시에 제공하고 비선형성을 개선할 수 있다.

대표도 - 도4



(72) 발명자

홍기조

서울특별시 노원구 하계2동 극동아파트 1동 1409호

정진호

경기도 안산시 상록구 건건8길 2, 1115동 201호 (건건동, 건건 e-편한세상)

호위

서울특별시 마포구 대흥로 129-1, 403호 (대흥동)

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

감마선으로부터 섬광을 생성하는 섬광결정, 상기 섬광결정으로부터의 섬광을 광전소자 어레이로 퍼지도록 하는 광 가이드, 및 상기 광 가이드를 통과한 섬광을 전기 신호로 변환하기 위한 광전소자 어레이를 포함하는 PET 검출기 모듈에 있어서,

상기 섬광결정과 상기 광전소자 어레이 사이에 위치하는 광 가이드의 두께를 증가시켜 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성을 향상시키는 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 광전소자 어레이를 구성하는 마이크로 셀들의 크기를 증가시켜 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 상기 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성을 향상시키는 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 섬광결정은 $N \times M$ 행렬 크기(N, M 은 임의의 자연수)인 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 광전소자 어레이의 행렬 크기는 상기 섬광결정의 행렬 크기보다 작은 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 광전소자 어레이를 구성하는 마이크로 셀들의 크기는 $10 \times 10 \mu\text{m}^2$ 과 $200 \times 200 \mu\text{m}^2$ 사이인 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 광 가이드의 두께는 $0.1 \text{ mm} \sim 10 \text{ mm}$ 인 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 광전소자 어레이는 마이크로 셀들로 구성된 GAPD 어레이인 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 PET 모듈은 상기 감마선으로부터 섬광을 생성한 섬광결정의 위치를 검출하는 위치 검출부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 섬광은 가시광선인 것을 특징으로 하는 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 PET 검출기 모듈에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 PET 모듈에서의 광자 수집 효율 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 핵의학 의료영상장비 중 하나인 양전자방출단층촬영기(PET, positron emission tomography)는 인체의 생화학적 변화를 영상화할 수 있는 핵의학 분야의 대표적 영상기술이다.

[0003] PET 모듈을 구성하는 방법들 중에서 1:1 섬광결정-광센서 결합방법은 광손실을 최소로 유지할 수 있으나 고분해능 정보를 제공하는 PET 검출기 구성에 어려움이 있다.

[0004] PET 검출기 모듈을 구성하는 방법들 중에서 라이트 셰어링 (Light sharing)을 이용하는 방법은 고분해능 정보를 제공하는 PET 검출기를 구성하기 위해 가장 쉽게 사용되는 방법이나, 광분배과정에서 발생하는 광 손실로 인해 에너지정보가 떨어지는 단점을 가지고 있다

[0005] 현재까지 PET 모듈로 고분해능, 고에너지 정보를 동시에 제공할 수 있는 PET 모듈은 개발되지 않고 있으며, 보다 얇은 두께를 갖는 쿼츠(quartz)를 사용하여 고분해능 정보를 얻으면서, 최대한 에너지 정보 손실을 줄이려고 노력하고 있는 실정이다.

[0006] 한편, PET 검출기 모듈에 사용되는 GAPD (Geiger-mode avalanche photodiode)는 일반적으로 $1\text{ mm}^2 \sim 9\text{ mm}^2$ 단면적 안에 수백 개 또는 수천 개의 마이크로 셀이 2차원 배열되어 있으며, 각 마이크로셀들은 가이거모드에서 동작하는 애벌런치 광다이오드, 억제저항, 바이어스 전압입력부로 구성되어 있다. 각 마이크로셀들은 입사한 광자에 대하여 on-off 스위치로써 동작하며, 온(ON)된 마이크로 셀들의 총 갯수는 흡수된 광자들의 수 및 입사한 감마선 에너지를 반영한다. 그러나 마이크로 셀들의 갯수가 유한하기 때문에 감마선에서 가시광선으로 변환된 광자들의 수가 상대적으로 마이크로 셀들의 수보다 많은 경우 선형성이 상당한 편차를 갖게 된다.

[0007] 이러한, 비선형성을 해결하기 위해 일반적으로 널리 사용되는 방법은 많은 수의 마이크로셀들을 구비한, 즉 작은 면적의 마이크로셀들을 구비한 GAPD를 사용하여 PET 검출기 모듈을 구성하는 것이다. 그러나, 작은 면적의 마이크로셀들을 구비한 GAPD는 물리적 구조상 유효센서 면적의 감소가 필연적으로 나타나게 되어, 광검출효율과 이득이 감소하는 단점을 가지고 있다.

[0008] 따라서, 큰 면적의 마이크로셀들을 구비한 GAPD를 사용함으로써 고에너지 및 고분해능정보를 제공함과 동시에 비선형성을 개선할 수 있도록 하는 PET 검출기 모듈의 필요성이 대두되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 PET 검출기 모듈에서 광자 수집 효율 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0010] 본 발명은 상기 과제를 달성하기 위하여, 감마선으로부터 섬광을 생성하는 섬광결정, 상기 섬광결정으로부터의 섬광을 광전소자 어레이로 퍼지도록 하는 광 가이드, 및 상기 광 가이드를 통과한 섬광을 전기 신호로 변환하기 위한 광전소자 어레이를 포함하는 PET 모듈에 있어서, 상기 섬광결정과 상기 광전소자 어레이 사이에 위치하는 광 가이드의 두께를 증가시켜 광자 수집 효율(Light Collection Efficiency, LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성을 향상시키는 방법을 제공한다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 상기 광전소자 어레이를 구성하는 마이크로 셀들의 크기를 증가시켜 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성을 향상시킬 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 섬광결정은 $N \times M$ 행렬 크기(N, M 은 임의의 자연수)로 구성될 수 있다.
- [0013] 또한, 상기 광전소자 어레이의 행렬 크기는 상기 섬광결정의 행렬 크기보다 작도록 구성될 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 광전 소자 어레이를 구성하는 마이크로 셀들의 크기는 $10 \times 10 \mu\text{m}^2$ 과 $200 \times 200 \mu\text{m}^2$ 사이이고, 상기 광 가이드의 두께는 $0.1 \text{ mm} \sim 10 \text{ mm}$ 일 수 있다.
- [0015] 본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 광전 소자 어레이는 마이크로 셀들로 구성된 GAPD 어레이일 수 있으며, 상기 섬광은 가시광선일 수 있다.
- [0016] 본 발명의 또 다른 실시예에 의하면, 상기 PET 모듈은 상기 감마선으로부터 섬광을 생성한 섬광결정의 위치를 검출하는 위치 검출부를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0017] 본 발명에 따르면, 큰 면적의 마이크로 셀들을 구비한 GAPD일수록 비선형성이 증가하는 현상에도 불구하고, 광 가이드의 두께를 증가시켜 많은 수의 GAPD들로 광자들이 입사함으로써, 고에너지 및 고분해능정보를 동시에 제공하고 비선형성을 개선할 수 있다. 또한, 본 발명에 따르면, PDE(photo detection efficiency)가 50%인 검출기 모듈을 구성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0018] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타내는 사시도이다.
- 도 2는 광 가이드가 없을 때의 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타낸 것이다.
- 도 3은 광 가이드 두께가 작을 때의 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타낸 것이다.
- 도 4는 광 가이드 두께가 클 때의 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타낸 것이다.
- 도 5는 광 가이드 두께와 광전소자로 입사된 광자들의 수의 관계 및 광 가이드 두께와 LCE의 관계를 나타낸 것이다.
- 도 6은 광전소자를 이용한 PET 모듈에 있어서, 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 관계를 광 가이드 두께별로 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.
- [0020] 본 발명의 일 실시예에 따른 광자 수집 효율(LCE) 및 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성 향상 방법은 감마선으로부터 섬광을 생성하는 섬광 결정, 상기 섬광결정으로부터의 섬광을 광전소자 어레이로 퍼지도록 하는 광 가이드, 및 상기 광 가이드를 통과한 섬광을 전기 신호로 변환하기 위한 광전소자 어레이를 포함하는 PET 모듈에 있어서, 상기 섬광 결정과 상기 광전소자 어레이 사이에 위치하는 광 가이드의 두께를 증가시키고, 상기 광전 소자 어레이를 구성하는 마이크로 셀들의 크기를 증가시킴으로써 이루어진다.
- [0021] 이하, 바람직한 실시예를 들어 본 발명을 더욱 상세하게 설명한다. 그러나 이들 실시예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을

가진 자에게 자명할 것이다. 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안을 명확하게 하기 위한 발명의 구성을 본 발명의 바람직한 실시예에 근거하여 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명하되, 도면의 구성요소들에 참조번호를 부여함에 있어서 동일 구성요소에 대해서는 비록 다른 도면상에 있더라도 동일 참조번호를 부여하였으며 당해 도면에 대한 설명시 필요한 경우 다른 도면의 구성요소를 인용할 수 있음을 미리 밝혀둔다. 아울러 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명 그리고 그 이외의 제반 사항이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 상세한 설명을 생략한다.

- [0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타내는 사시도이다.
- [0023] 도 1을 참조하면, 본 실시예에 따른 광전소자를 이용한 PET 모듈은 섬광결정부(100), 광 가이드(110), 및 광전소자(120)를 포함하여 구성된다.
- [0024] 섬광결정부(100)는 감마선을 수용하고, 이로부터 가시광선을 생성하는 섬광결정(111)과 하나의 섬광결정으로부터 다른 섬광결정으로 섬광이 퍼져 나가는 것을 방지하기 위한 반사체(112)를 포함한다.
- [0025] 섬광결정부(100)는 적어도 하나 이상의 섬광결정(111)들로 구성된 어레이를 형성하고, 각 섬광결정(111)은 반사체(112)로 싸여있다.
- [0026] 섬광결정부(100)는 반사체(112)로 둘러싸인 섬광결정(111)을 행렬 형태, 즉 $N \times M$ (여기서, N과 M은 자연수)인 형태로 배치할 수 있다.
- [0027] 섬광결정(111)으로는 LSO, BGO, LYSO, LaBr₃, NaI, 또는 LGSO 등을 이용할 수 있으며, 이들을 한층 혹은 다층 형태로 구성할 수 있다.
- [0028] 광 가이드(110)는 섬광결정부(100)에서 생성된 가시광선이 광 가이드(110) 하부에 위치한 광전소자(120)에 잘 퍼지도록 하기 위한 것이다.
- [0029] 광 가이드(110)는 석영(quartz)이나 플렉시유리(flexiglass)를 이용할 수 있다.
- [0030] 광 가이드(110)는 두께가 0.1 mm ~ 10 mm이고, 각각의 섬광결정(111)에 대응하는 광 가이드의 넓이는 섬광결정(111)과 동일한 크기로 제작할 수 있다.
- [0031] 도 1 내지 도 4에서는 광전소자가 4×4 정방행렬 형태로 배치된 예를 나타낸 것이다.
- [0032] 광전소자(photoelectric element, 120)는 광 가이드(110)를 통과한 광신호를 전기 신호로 변환하기 위한 소자이다. 본 발명의 실시예에 따르면, 광신호는 감마선에서 변환된 가시광선일 수 있다.
- [0033] 또한, 광전소자(120)는 행렬 형태의 GAPD(Geiger-mode avalanche photodiode)일 수 있다.
- [0034] 또한, 광전소자(120)는 solid state photomultiplier (SSPM), silicon photomultiplier (SiPM), multi pixel photon counters (MPPC), micro-pixel avalanche photodiode (MAPD) 등으로 알려진, 게이거모드에서 동작하는 애벌런치 광다이오드일 수 있다.
- [0035] 광전소자(120)는 복수의 마이크로 셀들로 구성되어 있으며, 이러한 복수의 마이크로 셀들이 실질적으로 광신호를 감지한다. 본 발명의 실시예에 따르면 복수 개의 마이크로 셀들로 구성된 GAPD를 이용한 PET 모듈에 관한 것이다.
- [0036] 광전소자(120)는 각 섬광결정(111)에 대응하여 각각 하나씩 설치하는 구성도 가능하고, 하나의 광전소자(120)에 대하여 행렬 형태로 다수 개의 섬광결정(111)을 배치하는 것도 가능하다.
- [0037] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 광전소자(120)의 각 전기신호로부터 감마선 반응을 일으킨 섬광결정(111)을 결정하는 섬광위치 결정부(미도시)가 더 구비될 수 있다.
- [0038] 광전소자(120)가 4×4 배열형 GAPD인 경우 Anger circuit을 통해 채널수가 16개에서 4개로 감소하고, 섬광위치는 독특한 Anger 수식에 의해 판별할 수 있다.
- [0039] 도 2는 광 가이드가 없을 때의 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타낸 것이다.
- [0040] 섬광결정(111)을 4×4 정방 행렬 형태로 배치한 상태(210), 광전소자(120)를 4×4 정방 행렬 형태로 배치한 상태(220), 및 섬광결정(111) 아래에 광전소자(120)가 위치한 상태(230)가 도시되어 있다.
- [0041] 도 2에 도시된 광전소자를 이용한 PET 모듈의 측단면도(240)를 보면, 섬광결정(111) 내에서 섬광이 발생하면,

대부분의 광신호는 섬광이 발생한 섬광결정 바로 아래에 있는 광전소자로 입사되는 것을 알 수 있다. 이는 섬광 결정과 광전소자 사이에 광 가이드가 없기 때문에 광신호가 퍼지지 못하기 때문이다.

- [0042] 도 3은 광 가이드 두께가 작을 때의 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타낸 것이다.
- [0043] 광전소자를 4×4 정방 행렬 형태로 배치한 상태(310), 섬광결정을 8×8 정방 행렬 형태로 배치한 상태(320), 및 섬광결정 아래에 광 가이드가 위치하고, 광가이드 아래에 광전소자가 위치한 상태(330)가 도시되어 있다.
- [0044] 도 3에 도시된 광전소자를 이용한 PET 모듈의 측단면도(340)를 보면, 섬광결정(111)내에 섬광이 발생하면, 광 가이드(110)를 통과하면서, 일부 광신호가 인접한 광전소자에 입사되는 것을 알 수 있다.
- [0045] 도 4는 광 가이드 두께가 클 때의 광전소자를 이용한 PET 모듈을 나타낸 것이다.
- [0046] 광전소자를 4×4 정방 행렬 형태로 배치한 상태(410), 섬광결정을 8×8 정방 행렬 형태로 배치한 상태(420), 및 섬광결정 아래에 광 가이드가 위치하고, 광가이드 아래에 광전소자가 위치한 상태(430)가 도시되어 있다.
- [0047] 도 4에 도시된 광전소자를 이용한 PET 모듈의 측단면도(440)를 보면, 섬광결정(111)내에 섬광이 발생할 때, 두께가 두꺼운 광 가이드(110)를 광신호가 통과하면서, 도 3에서 광신호가 입사되는 광전소자 보다 더 많은 인접한 광전소자에 광신호가 분배되어 입사되는 것을 알 수 있다.
- [0048] 도 2를 참조하면, 섬광결정과 광전소자를 1:1로 결합하는 경우에는 하나의 광전소자만이 광신호를 받아들여지게 된다. 광전소자는 일반적으로 온-오프 스위치 기능을 가지므로, 일정 수준 이상의 광신호가 수신되면 아무리 많은 광신호가 수신되어도 온(ON) 되는 결과는 같다.
- [0049] 그러나 도 4를 참조하면, 섬광결정과 광전소자 사이에 두께가 두꺼운 광 가이드를 위치시킴으로써, 도 2 또는 도 3에서보다 많은 광전소자에 광신호가 입사하게 된다.
- [0050] 보다 상세하게 살펴보면, 광전소자(120)는 복수의 마이크로 셀들로 구성되어 있으며, 각 마이크로 셀의 크기는 10 μm x 10 μm ~ 200 μm x 200 μm 범위 내에 있다. 광 가이드(110) 두께는 0.1 mm ~ 10 mm일 수 있다.
- [0051] 섬광결정(111)에서 생성되는 수천 개의 입사 광자들은 광 가이드(110)를 통해 인접하는 광전소자(120), 예를 들면 GAPD 픽셀들 사이로 퍼지게 된다.
- [0052] 이후, 단지 수백 개의 광자들만이 각 GAPD로 입사하게 되고, GAPD는 수천 개의 광자들에 대해서는 비선형적으로 동작하더라도, 수백 개의 광자들에 대해서는 선형적으로 동작하게 된다. 따라서, 수백 개의 광자들이 GAPD로 입사하는 경우에 포화되는 현상이 없이 GAPD를 동작시키는 것이 가능하게 되며, 총 입사한 감마선 에너지는 각 GAPD들에 입사한 감마선 에너지의 합으로 표현할 수 있다.
- [0053] 이러한 방법은 마이크로 셀들의 크기를 수정하는 것 없이 광 공유 환경을 통해 광자들을 검출하는 마이크로 셀들의 수를 증가시키는 데 유리하다. 그 결과 PDE(photo detection efficiency)와 GAPD의 이득을 변화시키지 않고, 선형성과 LCE(light collection efficiency)를 향상시키는 것이 가능하다.
- [0054] LCE는 광자 수집 효율을 의미하는 것으로, 광전소자와 충돌한 광자의 수를 광전소자로 입사된(entered) 광자의 수로 나눈 값을 의미한다.
- [0055] 도 6은 광 가이드 두께와 광전소자로 입사된 광자들의 수의 관계 및 광 가이드 두께와 LCE의 관계를 나타낸 것이다.
- [0056] 세 가지 타입의 4×4 광전소자들로서, 일반적으로 PET 검출기에 가장 많이 사용되는 25%의 QE를 갖는 PSPMT, 작은 면적 마이크로셀들로 구성되어 30%의 PDE를 갖는 GAPD1, 큰 면적 마이크로셀들로 구성되어 45%의 PDE를 갖는 GAPD2를 이용하여 입사 광자들을 카운팅한다. 각 광전소자 픽셀은 3×3 mm²의 액티브 영역을 갖는다. PSPMT는 10×10 μm^2 과 100×100 μm^2 의 마이크로 셀들로 구성된 다른 두 개의 타입의 GAPD의 성능과 비교된다.
- [0057] 도 5a는 광전소자를 이용한 PET 모듈에 있어서, 광 가이드 두께와 광전소자로 입사된 광자들의 수의 관계를 광전소자의 종류(PSPMT, GAPD) 별로 도시한 것이다. 특히, 광전소자가 GAPD일 때, 마이크로 셀의 크기가 10 μm x 10 μm 인 경우와 100 μm x 100 μm 인 경우를 비교하였다.
- [0058] 511 keV 감마선에 대하여 카운트된 광자들의 수는 GAPD에 대하여 광 가이드의 두께가 증가함에 따라 증가한다. 특히, 마이크로 셀의 크기가 100 μm x 100 μm 이고, 광가이드의 두께가 2 mm 이상인 경우에는 다른 광전소자의 경우보다 입사된 광자들의 수가 현저하게 많아진다. 반면에 PSPMT는 약간 감소한다.

- [0059] 도 5b는 광전소자를 이용한 PET 모듈에 있어서, 광가이드 두께와 LCE(light collection efficiency)의 관계를 광전소자의 종류(PSPMT, GAPD) 별로 도시한 것이다.

[0060] 도 5a와 마찬가지로, 광전소자가 GAPD일 때, 마이크로 셀의 크기가 $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ 인 경우와 $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ 인 경우를 비교하였다.

[0061] GAPD1($10 \times 10\ \mu\text{m}^2$ 의 마이크로 셀들)의 LCE는 24%에서 30%로 향상되고, GAPD2($100 \times 100\ \mu\text{m}^2$ 의 마이크로 셀들)의 LCE는 14%에서 41%로 향상되므로, 마이크로 셀들의 크기가 커짐에 따라 LCE가 향상됨을 알 수 있다.

[0062] 도 5a와 도 5b를 참조하면, 광 가이드의 두께가 더 두꺼울수록 광전소자로 입사되는 광자들의 수와 LCE가 개선됨을 알 수 있다. 또한, GAPD를 구성하는 마이크로셀의 크기가 넓을수록 광전소자로 입사되는 광자들의 수와 LCE가 개선됨을 알 수 있다.

[0063] 도 6은 광전소자를 이용한 PET 모듈에 있어서, 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 관계를 광 가이드 두께별로 도시한 것이다.

[0064] 도 6a는 광전소자를 이용한 PET 모듈에 있어서, 마이크로 셀의 크기가 $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ 인 경우, 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 관계를 광 가이드 두께별로 도시한 것이다.

[0065] 도 6b는 광전소자를 이용한 PET 모듈에 있어서, 마이크로 셀의 크기가 $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ 인 경우, 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 관계를 광 가이드 두께별로 도시한 것이다.

[0066] 도 6을 참조하면, 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 관계는 광 가이드의 두께가 두꺼울수록, 마이크로 셀의 크기가 클수록 개선됨을 알 수 있다.

[0067] 도 5와 도 6을 참조하면, 광전소자를 이용한 PET 모듈에 있어서, 보다 넓은 마이크로 셀들을 갖는 GAPD와 보다 두꺼운 광 가이드를 이용할수록 입사한 감마선 에너지 대 광전소자 어레이에서 출력된 전자의 수 간의 선형성, 에너지, 및 공간분해능 정보를 동시에 개선할 수 있음을 알 수 있다. 즉, 섬광결정에서 감마선 반응 후 광 가이드를 통한 광퍼짐정도가 클수록 그리고, 마이크로 셀 면적이 클수록, 보다 높은 에너지 정보를 얻을 수 있다.

[0068] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

[0069] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

산업상 이용가능성

- [0070] 본 발명은 고분해능을 요구하는 PET 검출기에 활용이 가능하다. 특히, 소동물 PET 뿐 아니라 전신체 PET에서도 활용이 가능한 기술이다.

부호의 설명

- [0071]
- | | |
|---------------------------------------|------------|
| 100: 섬광결정부 | 110: 광 가이드 |
| 120: 광전소자 | 111: 섬광결정 |
| 112: 반사체 | |
| 210: 섬광결정(111)을 4×4 정방 행렬 형태로 배치한 상태 | |
| 220: 광전소자(120)를 4×4 정방 행렬 형태로 배치한 상태 | |
| 230: 섬광결정(111) 아래에 광전소자(120)가 위치한 상태 | |
| 240: 광전소자를 이용한 PET 모듈의 측단면도 | |
| 310: 섬광결정(111)을 4×4를 정방 행렬 형태로 배치한 상태 | |
| 320: 광전소자(120)를 8×8 정방 행렬 형태로 배치한 상태 | |

330:섬광결정(111) 아래에 광 가이드(110)가 위치하고, 광 가이드(110) 아래에 광전소자(120)가 위치한 상태

340:광전소자를 이용한 PET 모듈의 측단면도

410:섬광결정(111)을 4×4를 정방 행렬 형태로 배치한 상태

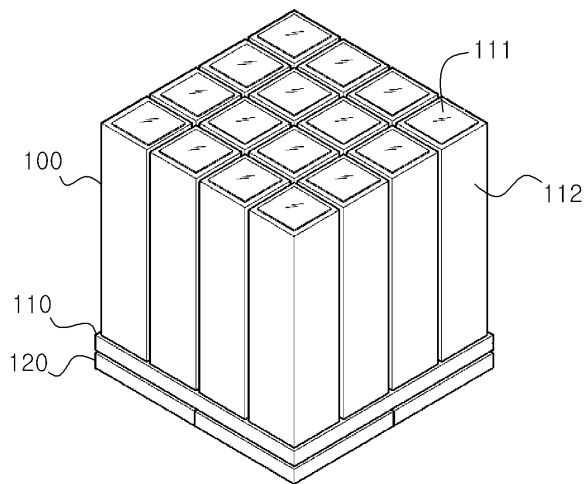
420:광전소자(120)를 8×8 정방 행렬 형태로 배치한 상태

430:섬광결정(111) 아래에 광 가이드(110)가 위치하고, 광 가이드(110) 아래에 광전소자(120)가 위치한 상태

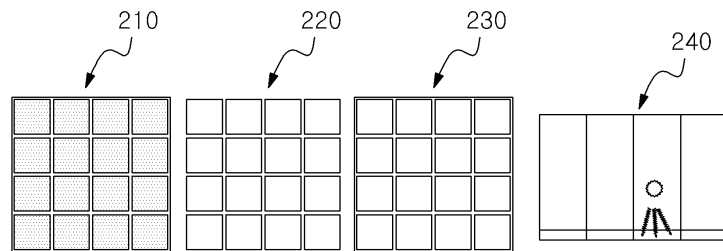
440:광전소자를 이용한 PET 모듈의 측단면도

도면

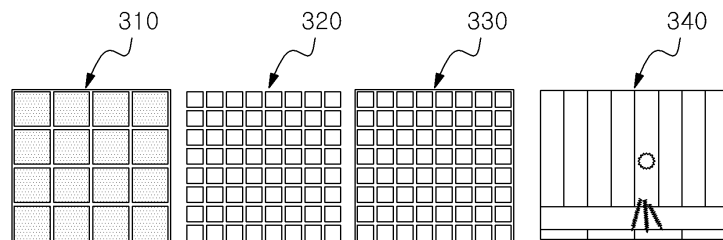
도면1



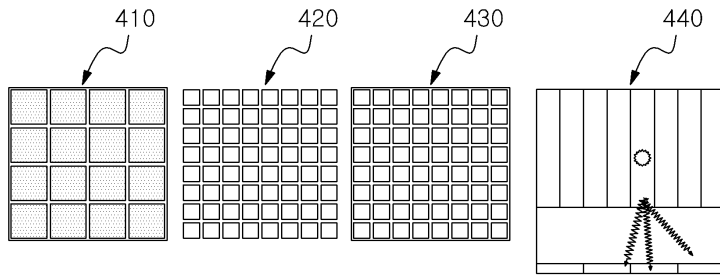
도면2



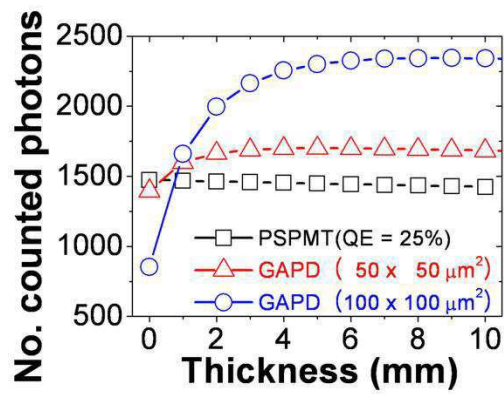
도면3



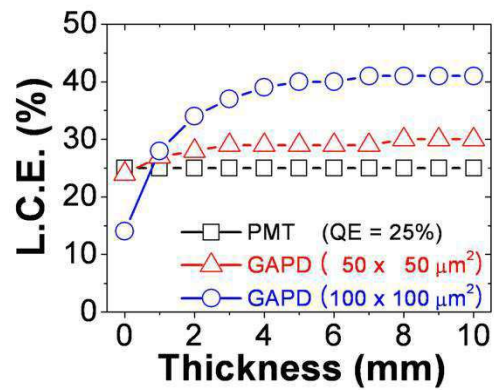
도면4



도면5

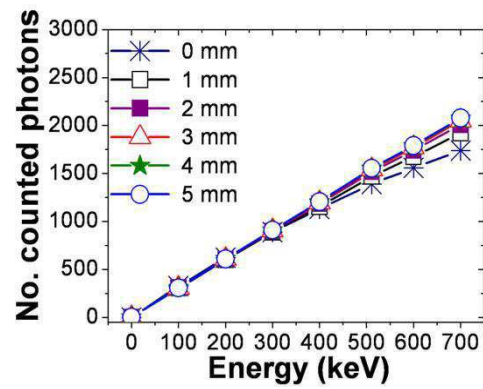


(a)

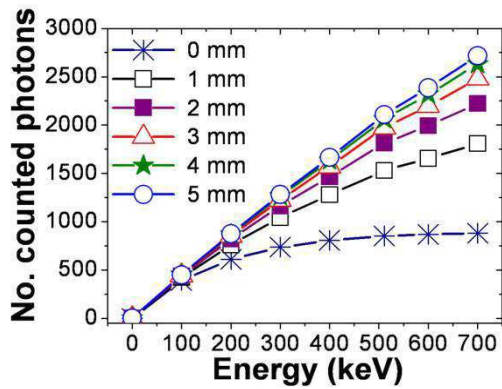


(b)

도면6



(a)



(b)