



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0093890
(43) 공개일자 2019년08월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G01T 1/17 (2006.01)

(52) CPC특허분류

G01T 1/17 (2013.01)

G01T 1/1647 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0013255

(22) 출원일자 2018년02월02일

심사청구일자 2018년02월02일

(71) 출원인

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

최용

서울특별시 송파구 올림픽로 135, 245동 1701호 (잠실동, 리센츠)

이상원

경기도 고양시 일산서구 웅비로12번길 6-1, 201호 (대화동)

오동근

경기도 안산시 상록구 해양로 16, 906동 201호 (사동, 안산고잔9차푸르지오)

(74) 대리인

특허법인엠에이피에스

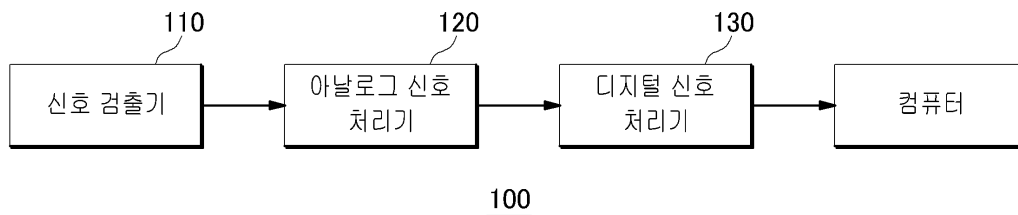
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 방사선 영상 기기의 신호 검출 방법 및 그 방사선 영상 기기

(57) 요약

본 발명은 방사선을 섬광신호로 변환하는 NxN 배열 형태의 섬광결정과, 섬광결정에 상호 결합되며 섬광신호를 전기신호로 변환하는 MxM(M은 N보다 작은 자연수) 배열 형태의 광센서를 포함하는 신호 검출기, 신호 검출기 내의 빛 퍼짐 비율을 기초로 출력된 센서 채널 별 전기신호를 입력받아 문턱전압을 초과하는 신호를 출력하는 아날로그 신호처리, 및 아날로그 신호처리기의 출력신호를 입력받아 디지털 신호로 변형하고 카운터를 이용하여 디지털 신호의 폭을 측정해 디지털 신호의 상승 시간 값을 방사선의 반응 시간으로 계산하고, 카운터로 측정한 디지털 신호의 폭 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응 위치를 산출하는 디지털 신호처리기를 포함하는 방사선 영상 기기에 관한 것이다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 N0002311
 부처명 산업통상자원부
 연구관리전문기관 한국산업기술진흥원
 연구사업명 글로벌 동반성장 R&BD 사업
 연구과제명 핵의학기기 기반 융합영상기기 핵심부품 개발
 기 여 율 3/10
 주관기관 서강대학교 산학협력단
 연구기간 2016.12.01 ~ 2019.08.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2017R1E1A1A01073826
 부처명 과학기술정보통신부
 연구관리전문기관 한국연구재단
 연구사업명 전략과제
 연구과제명 무기섬광결정 기반 감마선 영상 센서의 기능 향상을 위한 핵심기술 개발
 기 여 율 4/10
 주관기관 서강대학교 산학협력단
 연구기간 2017.11.01 ~ 2020.10.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 P0000621
 부처명 산업통상자원부
 연구관리전문기관 한국산업기술진흥원
 연구사업명 국제공동기술개발사업
 연구과제명 메타섬광결정 기반 초저선량 뇌전용 Time-of-Flight PET 개발
 기 여 율 3/10
 주관기관 서강대학교 산학협력단
 연구기간 2017.12.01 ~ 2020.11.30

명세서

청구범위

청구항 1

방사선 영상 기기에 있어서,

방사선을 섬광신호로 변환하는 $N \times N$ 배열 형태의 섬광결정과, 상기 섬광결정에 상호 결합되며, 상기 섬광신호를 전기신호로 변환하는 $M \times M$ 배열 형태의 광센서를 포함하는 신호 검출기;

상기 신호 검출기 내의 빛 퍼짐 비율을 기초로 출력된 센서 채널 별 전기신호를 입력받아 문턱전압을 초과하는 신호를 출력하는 아날로그 신호처리기; 및

상기 아날로그 신호처리기의 출력신호를 입력받아, 디지털 신호로 변형하고, 카운터를 이용하여 디지털 신호의 폭을 측정해, 디지털 신호의 상승 시간 값을 상기 방사선의 반응 시간으로 계산하고, 카운터로 측정한 디지털 신호의 폭 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응 위치를 산출하는 디지털 신호처리기를 포함하되,

상기 N 은 상기 M 보다 큰 자연수인 것인 방사선 영상 기기.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 섬광결정 배열과 상기 광센서 배열은 $N^2:M^2$ 크기 비율로 상호결합되어, 상기 섬광결정 배열과 상기 광센서 배열이 동일 면적을 형성하는 것인 방사선 영상 기기.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 아날로그 신호처리기는,

센서 채널 별 전기 신호의 이득이 균일하도록 증폭하는 $M \times M$ 개의 전치증폭기; 및

상기 $M \times M$ 개의 전치증폭기의 출력신호와 문턱전압을 상호 비교하여 비교 신호를 생성하는 $M \times M$ 개의 비교기를 포함하는 것인 방사선 영상 기기.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 디지털 신호처리기는

각 비교신호의 시작과 끝 동안의 지속 시간을 측정하는 $M \times M$ 개의 카운터; 및

측정된 값을 기초로 상기 방사선의 반응시간 및 반응위치 정보를 산출하는 처리부를 포함하되,

상기 처리부는

단위 이벤트 지속 시간 내의 상승 시간을 반응 시간으로 산출하고,

상기 단위 이벤트 지속 시간의 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응 위치를 산출하는 것인 방사선 영상 기기.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 반응 위치는

센서 채널 별 지속 시간에 센서 채널 별 비중을 곱한 값의 합산 값을, 전체 카운터 값으로 나눈 값인 방사선 영

상 기기.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 처리부는 FPGA(Field Programmable Gate Array) 또는 ASIC(application specific integrated circuit)으로 구현되는 것인 방사선 영상 기기.

청구항 7

방사선 영상 기기의 동작 방법에 있어서,

$N \times N$ 배열 형태의 섬광결정에 의해 방사선을 섬광신호로 변환하고, $M \times M$ 배열 형태의 광센서와 섬광결정 배열의 빛 퍼짐 비율을 기초로 출력된 상기 섬광신호를 센서 채널 별 전기신호로 변환하는 단계;

상기 센서 채널 별 전기신호 중에서 문턱전압을 초과하는 신호를 출력하는 단계; 및

상기 출력신호를 입력받아, 디지털 신호로 변형하고, 카운터를 이용하여 디지털 신호의 폭을 측정해 디지털 신호의 상승 시간 값을 상기 방사선의 반응 시간으로 계산하고, 카운터로 측정한 디지털 신호의 폭 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응 위치를 산출하는 단계를 포함하되,

상기 N 은 M 보다 큰 자연수인 것인 동작 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 문턱전압을 초과하는 신호를 출력하는 단계는

$M \times M$ 개의 전치증폭기를 이용하여 상기 센서 채널 별 전기신호의 이득이 균일하도록 증폭하는 단계; 및

$M \times M$ 개의 비교기를 이용하여 상기 증폭된 신호와 문턱전압을 상호 비교하여 비교신호를 생성하는 단계를 포함하는 것인 동작 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 반응 위치를 산출하는 단계는

$M \times M$ 개의 카운터를 이용하여 각 비교신호의 시작과 끝 동안의 지속 시간을 측정하는 단계; 및

측정된 값을 기초로 상기 방사선의 반응시간 및 반응위치 정보를 산출하는 단계를 포함하되,

상기 반응 시간은 단위 이벤트 시간 내의 상승 시간 값이며, 상기 반응 위치는 상기 단위 이벤트 지속 시간 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응위치를 산출되는 것인 동작 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 반응 위치는

상기 센서 채널 별 지속 시간에 센서 채널 별 비중을 곱한 값의 합산 값을, 전체 카운터 값으로 나눈값인 방사선 영상 기기.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 방사선 영상 기기의 신호 검출 방법 및 그 방사선 영상 기기에 관한 것이다.

배경 기술

[0001]

[0002] 최근들어 널리 활용되고 있는, 여러 종류의 의료 영상 기기의 경우 방사선을 검출하여 광신호로 변환하고, 변환된 광신호를 이용하여 대상체에 대한 영상신호를 획득한다. 이때, 정확한 해부학적/생리학적 영상 정보를 제공하기 위해 다채널로 구성된 방사선 검출기를 사용한다. 예를 들어, 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography: 이하, 'PET'라 함)나 감마카메라(Gamma camera)와 같은 방사선 영상기기들은 성능 향상을 위하여 단위면적당 채널 수가 많은 광센서를 이용하고 있다. 이러한 채널의 증가로 인하여, 데이터를 획득하고 처리함에 있어 신호처리 부담이 가중되고 있는 상태이다.

[0003] 이를 해소하기 위한 한 방안으로서, 방사선 영상기기들은 채널 수를 감소시키기 위한 앵거 회로(anger circuit)과 같은 채널 감소 회로를 사용하고 있으나, 방사선 계수율이 증가함에 따라 다채널에서 출력되는 신호들의 신호 중첩 등과 같이 SNR(signal to noise ratio)을 감소시키는 단점이 있다. 따라서, 센서 출력 신호의 채널 수를 효율적으로 감소시킬 수 있는 방사선 영상 기기에 대한 필요성이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0004] (특허문헌 0001) 미국 등록 특허 US 9,753,146(발명의 명칭: PIXEL IDENTIFICATION FOR SMALL PITCH SCINTILLATION CRYSTAL ARRAYS)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명은 검출기의 픽셀크기를 감소시켜 고분해능 영상을 획득하면서도 비용과 구성상 복잡도를 감소시킬 수 있는 방사선 영상 기기를 제공하는데에 그 목적이 있다. 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제1 측면에 따른 방사선 영상 기기는 방사선을 섬광신호로 변환하는 NxN 배열 형태의 섬광결정과, 섬광결정에 상호 결합되며, 섬광신호를 전기신호로 변환하는 MxM 배열 형태의 광센서를 포함하는 신호 검출기; 신호 검출기 내의 빛 퍼짐 비율을 기초로 출력된 센서 채널 별 전기신호를 입력받아 문턱전압을 초과하는 신호를 출력하는 아날로그 신호처리기; 및 아날로그 신호처리기의 출력신호를 입력받아 디지털 신호로 변형하고, 카운터를 이용하여 디지털 신호의 폭을 측정해, 디지털 신호의 상승 시간 값을 상기 방사선의 반응 시간으로 계산하고, 카운터로 측정된 디지털 신호의 폭 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응 위치를 산출하는 디지털 신호처리기를 포함한다. 이때, N은 M보다 큰 자연수이다.

[0007] 또한, 본 발명의 제2 측면에 따른 방사선 영상 기기의 동작 방법은, NxN 배열 형태의 섬광결정에 의해 방사선을 섬광신호로 변환하고, MxM 배열 형태의 광센서와 섬광결정 배열의 빛 퍼짐 비율을 기초로 출력된 섬광신호를 센서 채널 별 전기신호로 변환하는 단계; 센서 채널 별 전기신호 중에서 문턱전압을 초과하는 신호를 출력하는 단계; 및 출력신호를 입력받아, 디지털 신호로 변형하고, 카운터를 이용하여 디지털 신호의 폭을 측정해 디지털 신호의 상승 시간 값을 방사선의 반응 시간으로 계산하고, 카운터로 측정된 디지털 신호의 폭 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응 위치를 산출하는 단계를 포함한다. 이때, N은 M보다 큰 자연수이다.

발명의 효과

[0008] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 문턱전압을 통해 신호 검출기 신호의 지속 시간을 기초로 방사선 반응 위치를 검출함으로써, ADC 및 TDC를 사용하는 종래 기술에 비하여 방사선 영상 기기의 크기와 비용이 증가하는 것을 방지함과 동시에, 센서 채널 크기 이하의 섬광결정을 이용하여 신호를 검출하여 센서 채널 크기 이하의 고분해능 영상을 획득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0009] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 영상 기기의 구성으로 도시한다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 4x4 배열 형태의 광센서와 6x6 배열 형태의 섬광결정으로 구성된 신호검출기를 도시한 일레이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 아날로그 신호처리 및 디지털 신호처리기의 구성을 상세하게 도시한 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 비교기에서 비교 신호가 생성되는 과정을 도시한다.
- 도 5는 도 2의 6x6 배열형 섬광결정과 4x4 배열형 광센서를 이용한 실험 결과를 도시한다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 영상 기기의 동작 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본원이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본원의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본원은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본원을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0011] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다.
- [0012] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부재가 다른 부재 "상에" 위치하고 있다고 할 때, 이는 어떤 부재가 다른 부재에 접해 있는 경우뿐 아니라 두 부재 사이에 또 다른 부재가 존재하는 경우도 포함한다.
- [0013] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함" 한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다. 본원 명세서 전체에서 사용되는 정도의 용어 "약", "실질적으로" 등은 언급된 의미에 고유한 제조 및 물질 허용오차가 제시될 때 그 수치에서 또는 그 수치에 근접한 의미로 사용되고, 본원의 이해를 돕기 위해 정확하거나 절대적인 수치가 언급된 개시 내용을 비양심적인 침해자가 부당하게 이용하는 것을 방지하기 위해 사용된다. 본원 명세서 전체에서 사용되는 정도의 용어 "~(하는) 단계" 또는 "~의 단계"는 "~를 위한 단계"를 의미하지 않는다.
- [0014] 이하 첨부된 도면을 참고하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.
- [0015] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 영상 기기의 구성으로 도시한다. 방사선 영상 기기(100)는 전산화단층촬영장치(Computed Tomography, CT), 단일광자방출단층촬영장치(Single Photon Emitted Computed Tomography, SPECT), 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography, PET) 또는 감마카메라(Gamma Camera) 등일 수 있다.
- [0016] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 방사선 영상 기기(100)는 신호 검출기(110), 아날로그 신호처리기(120) 및 디지털 신호처리기(130)를 포함한다.
- [0017] 신호 검출기(110)는 대상체 내부로 주입된 방사성의약품으로부터 방출되는 방사선 또는 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여, 체내 분포 또는 장기 내 분포를 나타내는 방사선 검출신호를 생성한다. 이를 위해, 신호 검출기(110)는 방사선을 섬광신호로 변환하는 복수의 섬광결정(111)과, 섬광결정에서 출력된 섬광신호를 전기신호로 변환하는 복수의 광센서(112)를 포함한다.
- [0018] 섬광결정(111)은 NxN(N은 자연수) 배열 형태로 배치된다. 섬광결정(111)은 BGO(Bismuth Germanate Oxide), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium YttriumOxyorthosilicate), LuAP(Lutetium Aluminum Perovskite), LuYAP(Lutetium Yttrium Aluminum Perovskite), LaBr3(Lanthanum Bromide), LuI3(Lutetium Iodide), GSO(Gadolinium oxyorthosilicate), LGSO(lutetium gadolinium oxyorthosilicate), LuAG(Lutetium aluminum garnet), GAGG(gadolinium gallium garnet)등일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0019] 광센서(112)는 MxM(M은 자연수, M<N) 배열 형태로 배치되어, 섬광결정(111)에 상호 결합될 수 있다. 이때, 섬광결정(111)과 광센서(112)는 동일한 면적을 갖는다. 따라서, 각 섬광결정(111)의 크기는 센서 채널 크기 이하로서, 광센서(112)와 $N^2:M^2$ 크기 비율로 상호결합되어 전체 섬광결정 배열과 광센서 배열은 동일 면적을 형성할 수 있다. 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 4x4 배열 형태의 광센서와 6x6 배열 형태의 섬광결정으로 구성된

신호검출기를 도시한 일례이다.

- [0020] 한편, 광센서(112)는 실리콘광증배소자(SiPM: Silicon Photo multiplier), MPPC(Multi-Pixel Photon Counter), CZT(CdZnTe), CdTe, APD(Avalanche Photo Diode), PIN 다이오드, 디지털실리콘광증배소자(dSiPM: digital Silicon Photomultiplier), 다채널광전자증배관(Multi-channel Photomultiplier tube) 등일 수 있다. 이때, 상기 광센서가 검출하는 방사선에는 감마선뿐만 아니라, X선, 알파선, 베타선, 중성자선 등이 있으며, 방사선 이외에도 다른 전자기파에도 본 발명을 적용할 수 있다.
- [0021] 아날로그 신호처리기(120)는 신호 검출기(110) 내의 빛 퍼짐 비율을 기초로 출력된 센서 채널 별 전기 신호를 입력받아 문턱전압을 초과하는 신호를 디지털 신호처리기(130)로 출력한다. 보다 구체적으로, 아날로그 신호처리기(120)는 도 3에 도시된 바와 같이, 센서 채널 별로 MxM개의 전치증폭기(121-1 내지 121-m), 비교기(122-1 내지 122-m) 등을 포함한다.
- [0022] 전치증폭기(121-1 내지 121-m)는 신호 검출기(110)로부터 출력된 각 센서 채널 별 전기 신호를 입력받아, 각 전기 신호를 정형하고 전기 신호를 증폭한다. 또한, 전치 증폭기(121-1 내지 121-m)는 전기 신호의 잡음을 제거하는 필터링 기능을 더 수행할 수 있다.
- [0023] 비교기(122-1 내지 122-m)는 전치증폭기(121)의 출력 신호와 문턱전압(threshold voltage)을 입력받아, 출력 신호와 문턱전압을 상호 비교하여 비교 신호를 생성한다. 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 비교기(122)에서 비교 신호가 생성되는 과정을 도시한다. 도 4에 도시된 바와 같이, 비교기(122-1 내지 122-m)에 입력된 출력 신호가 문턱전압을 넘지 않으면, 0값의 비교 신호가 출력되며, 출력 신호가 문턱전압을 넘으면, 기 설정된 값의 비교 신호가 출력된다.
- [0024] 디지털 신호처리기(130)는 아날로그 신호처리기(120)의 비교 신호를 입력받아, 디지털 신호로 변형하고, 카운터를 이용하여 디지털 신호의 폭 너비 측정 후 무게 중심 알고리즘에 적용하여 신호의 반응위치를 산출한다. 도 3에 도시된 바와 같이, 디지털 신호처리기(130)는 센서 채널 별로 비교 신호의 시작과 끝 동안의 지속 시간을 측정하는 MxM개의 카운터(131)와, 측정 값(즉, 카운터 값)을 기초로 상승 시간 값을 방사선의 반응 시간 정보로 계산하고 카운터로 측정한 디지털 신호의 폭 측정 값을 무게 중심 알고리즘을 적용해 반응 위치 정보를 산출하는 처리부(132) 등을 포함할 수 있다. 여기서 카운터(131)는 350MHz 이상 클럭 신호로 동작하는 것일 수 있으며, 처리부(132)는 FPGA(Field Programmable Gate Array), ASIC(application specific integrated circuit) 등으로 구현될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 이와 같이 산출된 반응 위치에 대한 정보는 컴퓨터 등으로 전송되어, 영상 신호를 생성하는 과정에 활용된다.
- [0025] 보다 구체적으로, 처리부(132)는 카운터를 이용한 단위 이벤트 지속 시간의 측정 값을 기초로 상승 시간 값을 반응 시간으로 계산하며, 단위 이벤트 지속 시간의 측정 값을 무게 중심(Center of gravity) 알고리즘에 적용하여 에너지 반응위치를 산출한다. 예시적으로, 처리부(132)는 센서 채널 별 카운터 값에 센서 채널 별 비중을 곱한 값의 합산 값을 전체 에너지(즉, 전체 카운터값)로 나눈 값으로 반응 위치(즉, 섬광결정 배열 내의 X, Y 좌표)를 산출할 수 있다.
- [0026] 이는 다음의 수학적 식 1로 나타낼 수 있다.

[0027] <수학식 1>

$$x = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n w(i, j) \times P_{i,j} \times j}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n w(i, j) \times P_{i,j}}$$

$$y = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n w(i, j) \times P_{i,j} \times i}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n w(i, j) \times P_{i,j}}$$

$$w(i, j) = P_{i,j}$$

[0028]

[0029] 위 식에서, $P_{i,j}$ 는 계측된 센서 채널 별 카운터 값이고, (i, j) 는 센서 채널의 식별값을 나타내며, $w(i, j)$ 는 센서 채널 별 비중을 나타내며 계측된 센서 채널 별 카운터 값이다.

[0030] 이와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 영상 기기(100)는 ADC 및 TDC 를 사용하지 않으면서 방사선 신호를 분석함으로써 경제성을 향상시킬 수 있을 뿐 아니라, 센서 채널 크기 이하의 섬광결정을 이용하여 센서 채널 크기에 대응하는 고분해능 영상 획득이 가능하다.

[0031] 도 5는 도 2의 6x6 배열형 섬광결정과 4x4 배열형 광센서를 이용한 실험 결과를 도시한다. 구체적으로, 도 5의 (a)는 도 2의 섬광결정의 플러드 히스토그램을 도시한다. (a)를 참조할 때, 6x6 배열형 섬광결정에 포함된 36개의 섬광결정이 모두 다 명확히 잘 구분되는 것을 확인할 수 있다. 도 5의 (b)는 한 픽셀의 에너지 스펙트럼을 도시한다.

[0032] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 영상 기기(100)의 동작 방법을 설명하기 위한 순서도이다. 도 6에 도시된 구성들은, 앞서 설명된 도 1 내지 도 5 에서 설명된 실시예들과 관련된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하여도, 도 1 내지 도 5에서 앞서 설명된 내용들은, 도 6의 동작 방법에 적용될 수 있다.

[0033] 도 6을 참조하면, 먼저, 방사선 영상 기기(100)는 방사선을 섬광신호로 변환하는 $N \times N$ 배열 형태의 섬광결정과, 섬광결정에 상호 결합되며, 섬광신호를 전기신호로 변환하는 $M \times M$ (M 은 N 보다 큰 자연수) 배열 형태의 광센서를 이용하여 방사선 신호를 검출한다(S610).

[0034] 이후, 방사선 영상 기기(100)는 신호 검출기로부터 출력된 센서 채널 별 전기신호 중에서 문턱전압을 초과하는 신호를 출력한다(S620). 방사선 영상 기기(100)는 $M \times M$ 개의 전치증폭기를 이용하여 센서 채널 별 전기 신호를 정형하고 증폭한 후, 이어서 $M \times M$ 개의 비교기를 이용하여 증폭된 신호와 문턱전압을 상호 비교하여 비교 신호를 생성한다.

[0035] 이후, 방사선 영상 기기(100)는 출력신호(즉, 비교 신호)를 입력받아, 디지털 신호로 변형하고, 카운터를 이용하여 디지털 신호의 폭을 측정해, 디지털 신호의 상승 시간 값을 방사선의 반응 시간으로 계산하고, 카운터로 측정한 디지털 신호의 폭 측정 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 반응위치를 산출한다(S630).

[0036] 방사선 영상 기기(100)는 $M \times M$ 개의 카운터를 이용하여 각 비교 신호의 시작과 끝 동안의 지속 시간을 계측하고, 계측된 값을 기초로 상기 방사선의 반응시간 및 반응위치 정보를 산출한다. 이때, 반응 시간은 단위 이벤트 지속 시간 내의 상승 시간 값으로 계산하며, 반응 위치는 카운터로 계측된 지속 시간 값을 무게 중심 알고리즘에 적용하여 산출된다. 보다 구체적으로, 반응 위치는 센서 채널 별 지속 시간에 센서 채널 별 비중을 곱한 값의 합산 값을, 전체 카운터 값으로 나눈값이다.

[0037] 한편, 본 발명의 일 실시예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체를 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터

구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다.

[0038] 본 발명의 방법 및 시스템은 특정 실시예와 관련하여 설명되었지만, 그것들의 구성 요소 또는 동작의 일부 또는 전부는 범용 하드웨어 아키텍처를 갖는 컴퓨터 시스템을 사용하여 구현될 수 있다.

[0039] 진술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

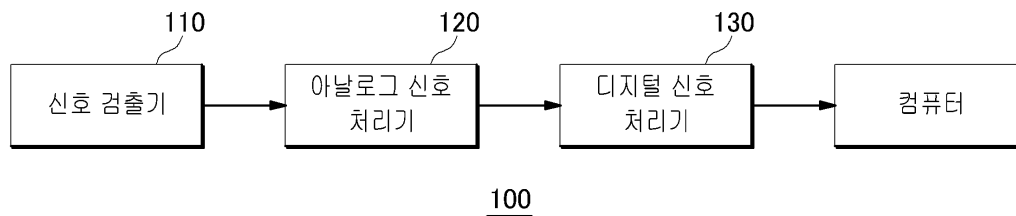
[0040] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

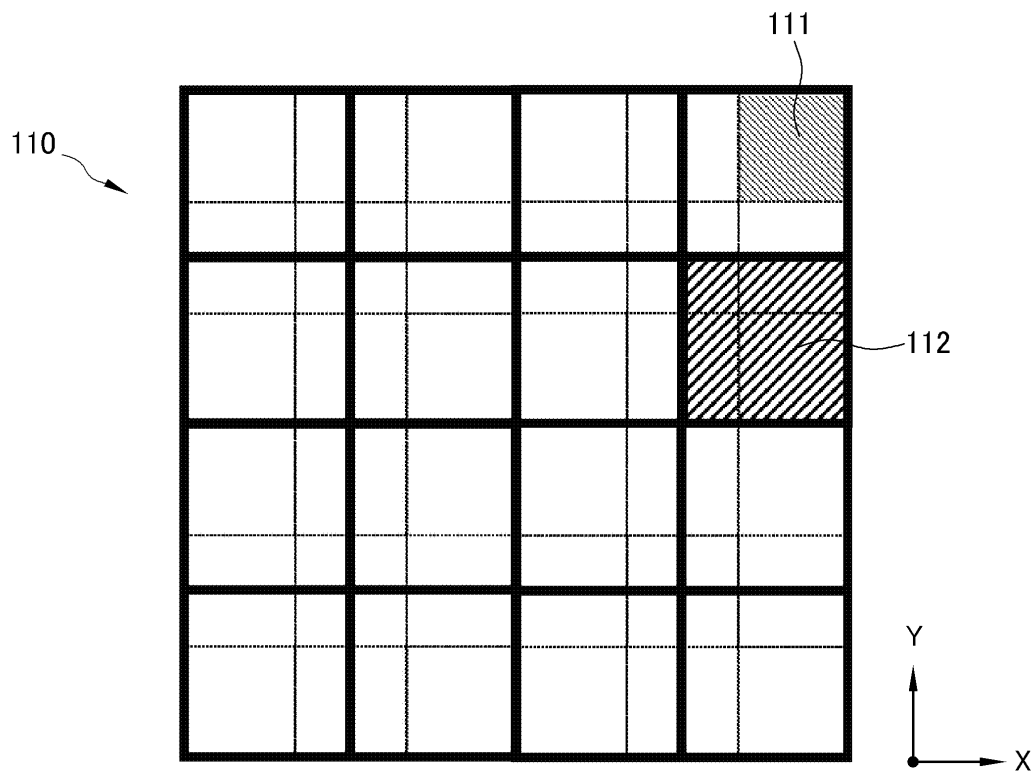
[0041] 100 : 방사선 영상 기기
110 : 신호 검출기
120 : 아날로그 신호 처리기
130 : 디지털 신호 처리기

도면

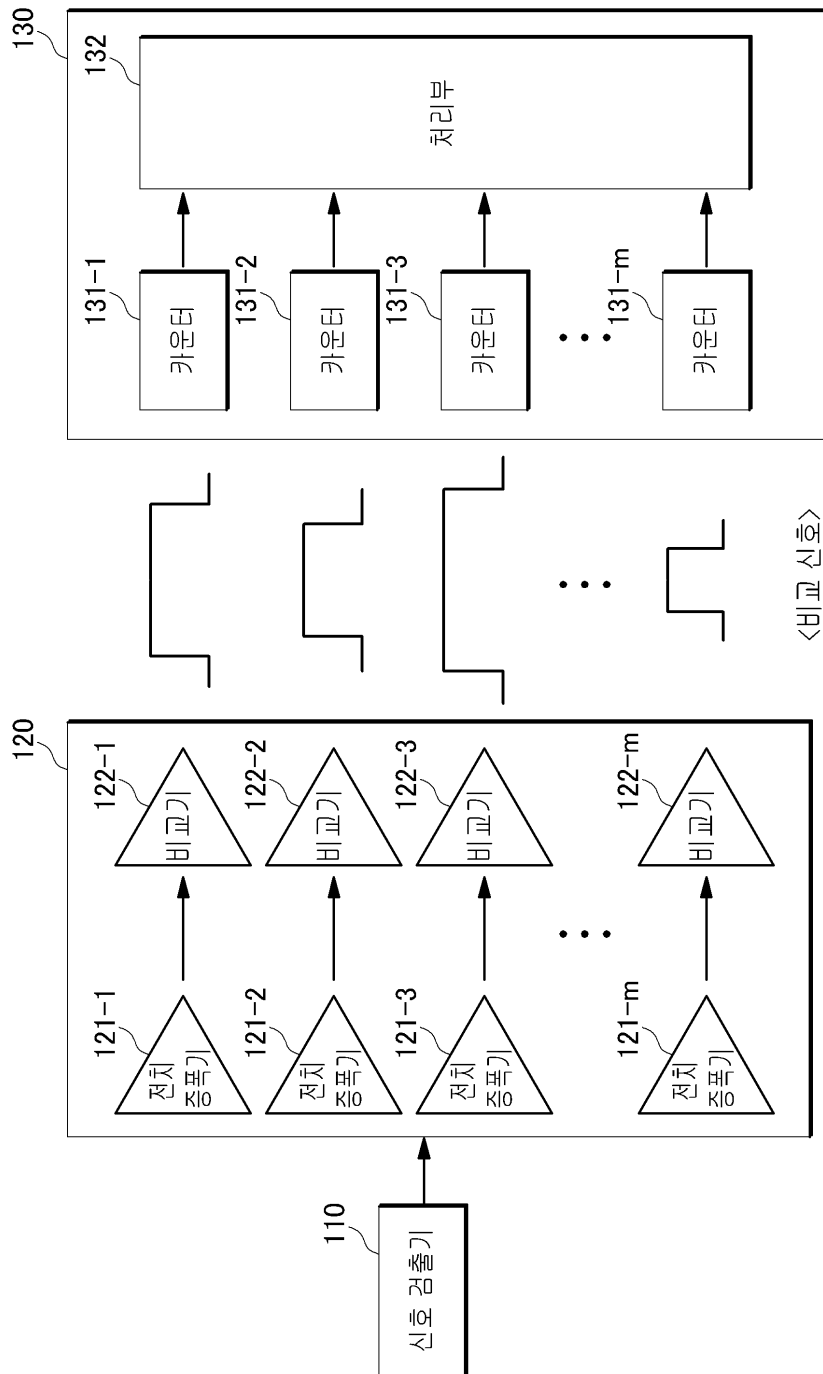
도면1



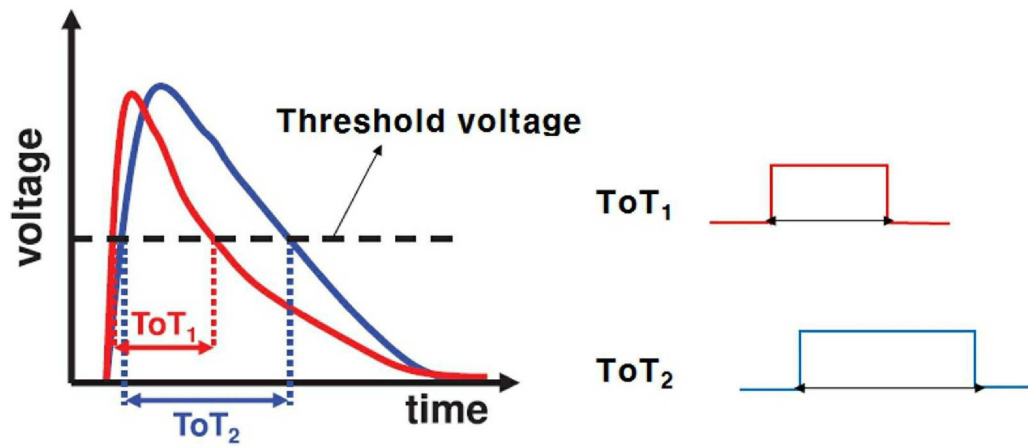
도면2



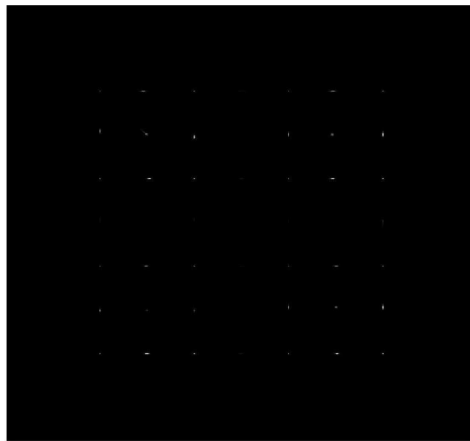
도면3



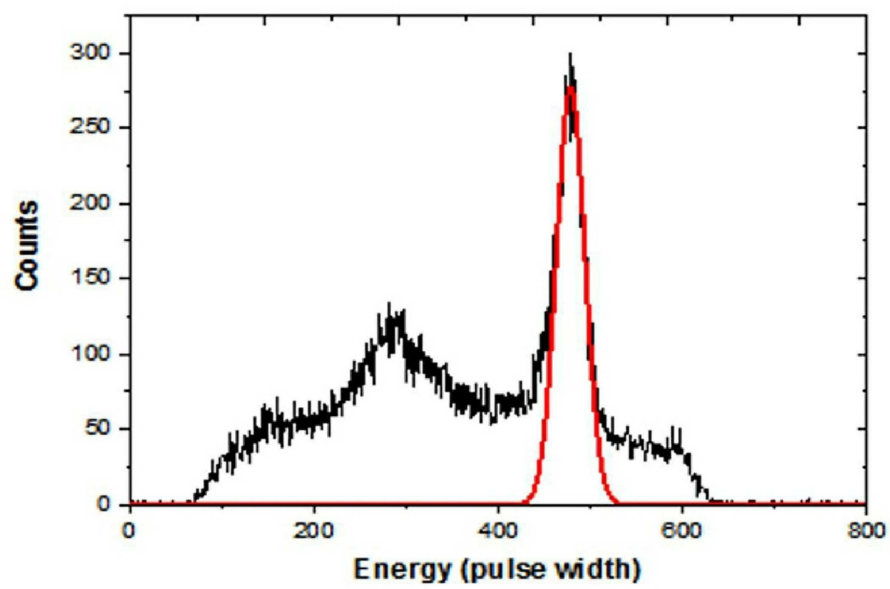
도면4



도면5



(a)



(b)

도면6

