(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0062622
(43) 공개일자 2011년06월10일

(51) Int. Cl.
G01T 1/161 (2006.01) *G01T 7/00* (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01) *A61B 6/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2009-0119401
(22) 출원일자 2009년12월03일
심사청구일자 2009년12월03일

(71) 출원인
성균관대학교산학협력단
경기 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교내
(72) 발명자
강지훈
전라남도 목포시 용해동 232번지
최용
서울시 송파구 잠실동 리센츠아파트 254동 1701호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
손민

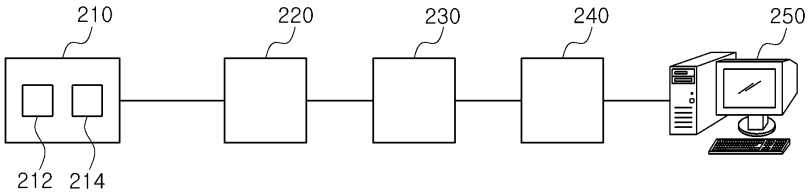
전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법

(57) 요 약

본 발명은 PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법에 관한 것으로서, 본 발명에 따른 PET 장치는 검출된 감마선 신호를 입력받아 출력파형의 상승시간이 100ns보다 작도록 증폭하는 전치 증폭부; 전치 증폭부에서 증폭된 신호를 디지털 신호로 변환하는 ADC; 및 디지털 신호를 입력받아, 입력된 디지털 신호 중에서 광전 효과가 발생하는 에너지값을 가진 신호를 저장하는 신호 처리부를 포함함으로써, 불응 시간을 감소시키고, 계수율을 증가시켜 PET 장치의 민감도가 향상된 PET 장치를 제공할 수 있다.

대 표 도 - 도2



(72) 발명자

호위

경기도 성남시 수정구 태평동 5224번지

정진호

서울시 성북구 삼선동5가 243번지

홍기조

서울시 노원구 하계2동 극동아파트 1동 1409호

민병준

경기도 광명시 광명3동 158-1392

허윤석

서울시 강남구 개포동 13-3 대청타워 901호

임현경

서울시 강남구 일원동 633-2번지 지하03호

신승한

경기도 용인시 기흥구 언남동 동부센트레빌아파트 101동 1702호

김대식

전라남도 여수시 화정면 개도리

진한별

경상북도 포항시 남구 지곡동 946 효자그린아파트 214동 1302호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2009-0081935/10030029/2009-0062176

부처명 교육과학기술부/ 지식경제부/ 교육과학기술부

연구관리전문기관

연구사업명 신기술융합형성장동력사업/차세대신기술개발사업/방사선융합기술개발

연구과제명 신기술융합형 PET 기술/MR 호환 PET 시스템 개발/반도체 PET 계측기 및 평가장치 개발

기여율

주관기관 성균관대학교산학협력단/성균관대학교산학협력단/성균관대학교산학협력단

연구기간 2009년 07월 10일 ~ 2010년 06월 30일/2009년 07월 01일 ~ 2010년 06월 30일/2009년 03월 01일 ~ 2010년 02월 28일

특허청구의 범위

청구항 1

PET 장치에 있어서,

검출된 감마선 신호를 입력받아 출력파형의 상승시간이 100ns보다 작도록 증폭하는 전치 증폭부;

상기 전치 증폭부에서 증폭된 신호를 디지털 신호로 변환하는 ADC; 및

상기 디지털 신호를 입력받아, 상기 입력된 디지털 신호 중에서 광전 효과가 발생하는 에너지값을 가진 신호를 저장하는 신호 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 전치 증폭부는,

상기 출력파형의 상승시간이 5 ~ 30ns가 되도록 상기 감마선 신호를 증폭하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 전치 증폭부는,

상기 출력파형의 펄스의 폭이 1000ns보다 작도록 증폭하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 전치 증폭부는,

상기 출력파형의 펄스의 폭이 200 ~ 500ns가 되도록 증폭하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 ADC는 프리러닝 ADC인 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 프리러닝 ADC는 높은 샘플링 주파수를 갖는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 신호 처리부는 기설정된 값 이상의 에너지값을 보이는 펄스를 추출하여 저장하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 8

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 신호 처리부는 다수 개의 RAM으로 구성되는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 9

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 신호 처리부는 대용량 RAM으로 구성되는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 신호처리부는 SSD(Solid State Disk)로 구성되는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 신호처리부는 상기 검출된 감마선의 반응 시간을 저장하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 12

제1항 또는 제11항에 있어서,

상기 신호 처리부는 상기 검출된 감마선의 반응주소를 저장하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치.

청구항 13

PET 장치의 신호 처리 방법에 있어서,

(a) 검출된 감마선 신호를 입력받아 출력파형의 상승시간이 100ns보다 작도록 증폭하는 단계;

(b) 상기 증폭된 신호를 디지털 신호로 변환하는 단계; 및

(c) 상기 디지털 신호를 입력받아, 상기 입력된 디지털 신호 중에서 광전 효과가 발생하는 에너지값을 가진 신호를 저장하는 신호처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치의 신호 처리 방법.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

상기 출력파형의 상승시간이 5 ~ 30ns가 되도록 상기 감마선 신호를 증폭하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치의 신호 처리 방법.

청구항 15

제13항 또는 제14항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

상기 출력파형의 펄스의 폭이 1000ns보다 작도록 증폭하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치의 신호 처리 방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

상기 출력파형의 펄스의 폭이 200 ~ 500ns가 되도록 증폭하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치의 신호 처리 방법.

청구항 17

제13항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

상기 검출된 감마선의 반응 시간을 저장하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치의 신호 처리 방법.

청구항 18

제13항 또는 제17항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

상기 검출된 감마선의 반응주소를 저장하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,

PET 장치의 신호 처리 방법.

명 세 서

발명의 상세한 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 불응 시간을 감소시킨 PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 의료용 영상 기기는 비침습적으로 생체 내부를 영상 형태로 나타내어 정확한 질병진단에 필요한 정보를 제공한다. 현재 병원에서 널리 사용되는 단층영상 획득 기기는 X선 전산화 단층 촬영장치(Computed Tomography, CT), 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 및 핵의학 영상 기기를 들 수 있다. CT와 MRI는 인체의 상세한 해부학적 영상을 제공하는 반면, 방사성 동위 원소를 이용하는 핵의학 영상은 인체 내 생리학적 현상을 나타내는 영상을 제공한다. 핵의학 영상 기기 중 양전자 방출 단층 촬영장치(Positron Emission Tomogrphy, PET)는 연구와 진단 대상이 되는 생체 내에 양전자를 방출하는 방사성 의약품을 정맥주사 또는 흡입으로 주입한 후 이물질의 체내 분포를 영상화한다. PET는 여러 가지 생리적, 병리적 기본이 되는 도구로써 사용된다. PET 영상을 이용하면 혈류량, 기저대사율 및 합성율과 같은 생화학적 현상을 측정할 수 있을 뿐만 아니라, 신경수용체와 전달체 농도, 유전자의 영상화도 가능하다.

[0003] PET 장치의 성능평가에서 가장 중요한 파라미터는 공간분해능과 민감도이다. 공간분해능(spatial resolution)은 PET에서 얻은 영상에서 인접한 방사선원을 공간적으로 구별할 수 있는 능력을 의미한다. 공간분해능이 저하되면 영상 퍼짐 효과가 증가하고 작은 구조물의 방사능 농도를 과소평가하는 결과를 초래한다. 공간분해능을 개선하는 방법으로는 크기가 작은 섬광결정의 사용, 개별적 신호처리, 영상재구성 방법 개선 등이 제안되어 왔다.

[0004] 민감도(sensitivity)는 PET 스캐너의 시야 내에 존재하는 방사선원에서 발생한 감마선 중 PET에서 검출되는 감마선을 나타내는 지표이다. 민감도에 영향을 주는 주요 인자로는 섬광결정의 두께와 검출기 고리의 반경을 고려할 수 있다. 보다 구체적으로 민감도를 개선하는 방법으로는 저지능(stopping power)이 높고 붕괴시간(decay time)이 빠른 섬광결정의 사용, PET 보어크기를 줄임으로써 입체각(solid angle coverage)의 최대화, 종축유효시야(axial field of view)의 확장, 불응시간(dead time loss) 최소화 방법 등이 제안되어 왔다.

[0005] 저지능이 높고, 붕괴시간이 빠른 섬광결정은 세계 많은 연구기관 및 기업에서 활발한 연구가 진행되고는 있으나, 아직까지도 두 가지를 모두 만족할 수 있는 섬광결정의 개발은 이루어지지 않고 있다. 보어 크기를 줄임으로써 입체각을 최대화하는 방법은 현재 뇌전용 촬영 PET, 유방 전용 촬영 PET 등의 개념으로 발전되어 상품화가 이루어지고 있으나, 다양한 신체를 가진 환자를 대상으로 하는 전신체 촬영용 PET에서는 그 활용이 어려운 단점이 있다. 또한, 종축유효시야를 확장하는 방법은 국외기업에서 상품화를 실시하였으나, PET 장치의 부피가 커지면서 장비의 가격이 상승하는 문제점을 가지고 있다. 불응시간 최소화 방법은 다수개의 PET 신호를 다채널을 가진 ADC를 사용하여 신호처리하는 방법이 제안되고 있으나, PET 장치의 전체적인 부피가 커지고, 시스템의 가격이 상승하는 문제점을 가지고 있어 현실적으로 시스템 구축이 어렵다.

[0006] 도 1은 종래의 PET 장치를 도시한 블럭 다이어그램이다.

[0007] 도 1을 참조하면, 종래의 PET 장치는 PET 검출부(110), 전치 증폭부(120), 정형 증폭부(130) 및 ADC(140)를 포함한다.

[0008] PET 검출부(110)는 섬광결정(112)과 광센서(114)로 구성된다. 섬광 결정(112)은 생체 내에서 방출되는 감마선을 검출하여 섬광으로 변환하고, 광센서(114)는 섬광을 전하신호로 변환한다.

[0009] 전치 증폭부(120)는 광센서(114)의 출력신호를 전기신호처리가 가능하도록 증폭하는 역할을 할 뿐만 아니라, 광센서(114)와 증폭부(120, 130) 사이의 특성임피던스를 매칭함으로써 신호의 반사, 지연, 손실을 최소화하여 신호전송효율을 높인다.

[0010] 정형 증폭부(120)는 전치 증폭부(120)의 출력을 입력받아 ADC(140)가 디지털화할 수 있도록 출력 파형의 펄스를

정형화함으로써, 피크(peak)값 검출을 용이하게 한다. 다시 말해, 정형 증폭부(120)는 저역 통과 필터(low pass filter)의 기능을 한다.

[0011] ADC(140)는 정형 증폭부(120)에서 출력되는 아날로그 신호를 입력받아 디지털 신호로 변환한다. 변환된 디지털 신호는 PC에서 신호처리하여 영상으로 출력된다.

[0012] 정형 증폭부를 통과한 신호는 정형화 과정을 통해 펄스폭이 길어짐으로써 ADC에서 피크값 검출을 용이하도록 하지만, 총 펄스의 길이가 길어짐으로써 불응시간을 증가시키는 원인이 되었다. 여기서, 불응시간(dead time)이란 먼저 검출기에 도달한 감마선이 신호증폭/처리/기록되는 동안 다른 감마선이 도착하더라도 처리할 수 없는 시간 간격을 말한다. 다시 말해, 총 펄스의 길이가 길어짐으로써 먼저 입사한 감마선을 처리하는 시간이 길어져 다음 감마선 처리를 위한 준비 시간이 길어지게 되며, PET 검출기의 계수율이 감소되고 민감도가 저하된다.

[0013] 또한, 정형 증폭부(120)를 통과함으로써 상대적으로 긴 펄스 폭을 갖는 감마선 신호는 짧은 시간동안 여러 개의 감마선이 입사할 경우 각각의 출력신호가 서로 겹치게 되고, 이로 인해 계수율이 떨어지는 문제점이 있다. 계수율(count rate)이란 단위시간 동안 기록된 펄스의 갯수 또는 감마선의 갯수를 의미한다. 입사한 감마선의 중첩이 발생할 경우, ADC에서는 이를 광전효과에 의한 감마선 신호가 아닌 노이즈 혹은 포화된 불필요 신호로 인식하게 된다. 다시 말해, 실제로 다수개의 감마선이 입사되어 신호처리과정을 거치더라도, 최종 기록되는 감마선의 계수량은 0이 됨으로써 계수율이 떨어지고 민감도가 감소되는 악영향을 가져온다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0014] 따라서, 전술한 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 목적은, 정형 증폭기를 사용하지 않고 신호를 처리할 수 있는 PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법을 제공하는데 있다.

[0015] 본 발명은 불응 시간을 감소시키고, 계수율을 증가시켜 PET 장치의 민감도를 향상시키는 것을 목적으로 한다.

[0016] 또한, 본 발명은 하나의 감마선을 처리하는데 필요한 시간을 줄이고, 신호처리부에서 특정한 값 이상의 신호만 저장하는 신호처리방법을 사용하여 PET 데이터 저장량을 감소시킴으로써 데이터 저장에서 발생하는 불응시간을 최소화하는 것을 목적으로 한다.

과제 해결수단

[0017] 상기 기술적 과제는 PET 장치에 있어서, 검출된 감마선 신호를 입력받아 출력파형의 상승시간이 100ns보다 작도록 증폭하는 전치 증폭부; 상기 전치 증폭부에서 증폭된 신호를 디지털 신호로 변환하는 ADC; 및 상기 디지털 신호를 입력받아, 상기 입력된 디지털 신호 중에서 광전 효과가 발생하는 에너지값을 가진 신호를 저장하는 신호 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 PET 장치에 의해서 달성된다.

[0018] 상기 전치 증폭부는 상기 출력파형의 상승시간이 5 ~ 30ns가 되도록 상기 감마선 신호를 증폭하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0019] 상기 전치 증폭부는 상기 출력파형의 펄스의 폭이 1000ns보다 작도록 증폭하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0020] 상기 전치 증폭부는 상기 출력파형의 펄스의 폭이 200 ~ 500ns가 되도록 증폭하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0021] 상기 ADC는 프리러닝 ADC인 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0022] 상기 프리러닝 ADC는 높은 샘플링 주파수를 갖는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0023] 상기 신호 처리부는 대용량 RAM으로 구성되는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0024] 상기 신호처리부는 SSD(Solid State Disk)로 구성되는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0025] 상기 신호처리부는 상기 검출된 감마선의 반응 시간을 저장하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0026] 상기 신호 처리부는 상기 검출된 감마선의 반응주소를 저장하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0027] 한편, 상기 기술적 과제는 PET 장치의 신호 처리 방법에 있어서, (a) 검출된 감마선 신호를 입력받아 출력파형의 상승시간이 100ns보다 작도록 증폭하는 단계; (b) 상기 증폭된 신호를 디지털 신호로 변환하는 단계; 및 (c) 상기 디지털 신호를 입력받아, 상기 입력된 디지털 신호 중에서 광전 효과가 발생하는 에너지값을 가진 신호를 저장하는 신호처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 PET 장치의 신호 처리 방법에 의해서도 달성된다.

[0028] 상기 (a) 단계는 상기 출력파형의 상승시간이 5 ~ 30ns가 되도록 상기 감마선 신호를 증폭하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0029] 상기 (a) 단계는 상기 출력파형의 펄스의 폭이 1000ns보다 작도록 증폭하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0030] 상기 (a) 단계는 상기 출력파형의 펄스의 폭이 200 ~ 500ns가 되도록 증폭하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0031] 상기 (c) 단계는 상기 검출된 감마선의 반응 시간을 저장하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

[0032] 상기 (c) 단계는 상기 검출된 감마선의 반응주소를 저장하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 것이 바람직하다.

효 과

[0033] 이상에서 살펴본 바와 같이, 본 발명에 따른 PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법은 정형 증폭기를 사용하지 않고 신호를 처리할 수 있는 PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법을 제공할 수 있다.

[0034] 본 발명에 의하면, 불응 시간을 감소시키고, 계수율을 증가시켜 PET 장치의 민감도가 향상된다.

[0035] 또한, 본 발명은 하나의 감마선을 처리하는데 필요한 시간과 데이터를 저장하는데 필요한 시간을 줄이고, 신호처리부에서 특정한 값 이상의 신호만 저장함으로써 데이터 저장량을 감소시킬 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0036] 본 발명의 상기와 같은 목적, 특징 및 다른 장점들은 첨부도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 상세히 설명함으로써 더욱 명백해질 것이다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예에 따른 PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법을 상세히 설명하기로 한다.

[0037] 본 발명에 따른 PET 장치의 구성

[0038] 도 2는 본 발명에 따른 PET 장치를 도시한 블럭 다이어그램이다.

[0039] 도 2를 참조하면, 본 발명에 따른 PET 장치는 PET 검출부(210), 전치 증폭부(220), ADC(230) 및 신호 처리부(240)를 포함하고, PET 검출부(210)는 섬광 결정(212) 및 광센서(214)를 포함한다.

[0040] PET 검출부(210)의 섬광 결정(212)은 생체 내에서 방출되는 감마선을 검출하여, 이를 섬광으로 변환한다. 섬광 결정(212)은 환자의 신체에 투여된 방사선 물질의 베타 붕괴를 통해 나온 양전자와 몸 안의 전자가 결합하여 소멸반응을 일으키게 되는데 이때 좌우 대칭으로 방출되는 감마선을 검출한다.

[0041] 섬광 결정(212)으로는 NaI(TI), BGO(Bismuth Germanate Oxide), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate), LuAP(Lutetium Aluminum Perovskite), LuYAP(Lutetium Yttrium Aluminum Perovskite), LuAG(Lutetium Aluminum Garnet), $LaBr_3$ (Lanthanum Bromide) 또는 LuI_3(Lutetium Iodide)가 단층 혹은 복층으로 사용될 수 있다.

[0042] PET 검출부(210)의 광센서(214)는 섬광 결정(212)에서 검출한 섬광을 전하 신호로 변환한다. 광센서(214)로는 PMT(Photo-Multiplier Tube), PID(Positive-Intrinsic-Negative Diode), CdTe(Cadmium Telluride), CZT(Cadmium Zinc Telluride), APD(Avalanche Photo Diode) 또는 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode) 등이 사용될 수 있다. GAPD는 APD에 비해 신호증폭율이 크고 시간분해능이 우수하여 노이즈가 감소된 신호를 출력할 수 있다.

[0043] 전치 증폭부(220)는 광센서(214)에서 출력되는 전하 신호를 입력받아, 이를 증폭한다. 전치 증폭부(220)는 고임

피던스의 광센서(214)와 저임피던스의 전치 증폭부(220), ADC(230) 및 신호 처리부(240)의 임피던스 매칭을 담당한다.

[0044] 전치 증폭부(220)는 출력파형의 상승시간이 100ns보다 작도록 신호를 증폭한다. 출력파형의 상승시간은 하나의 파형(펄스)가 피크값(첨두값)까지 올라가는데 걸리는 시간으로, 사용자의 설정에 따라 설계가 가능하다. 출력파형의 상승시간은 도 4에서의 t_1에 해당한다. 출력파형의 상승시간은 100ns보다 작도록 하는 것이 바람직하고, 보다 바람직하게는 5~30ns가 되도록 설정할 수 있다. 이에 의해 시간 분해능을 향상시키고, 본 발명에 따른 민감도 개선 효과를 높일 수 있다. 시간분해능은 시간적으로 접근하여 입력하는 신호를 개별적으로 판단할 수 있는 능력을 의미하며, 특히 시간 분해능을 향상시키면 랜덤 노이즈를 제거할 수 있으며, TOF PET 장치 실현이 가능해지며, 영상의 질이 개선될 수 있다.

[0045] 전치 증폭부(220)는 출력파형의 펄스의 폭이 1000ns 이하가 되도록 증폭할 수 있다. 출력파형의 펄스의 폭은 도 4의 t_2에 해당한다. 출력파형의 펄스의 폭이 1000ns 이하가 되면, 불응 시간을 감소시켜 민감도가 향상되는 효과가 있다. 출력 파형 펄스의 폭을 200~500ns로 설정하는 것이 보다 바람직하다.

[0046] 본 발명에 따른 PET 장치는 정형 증폭부를 포함하지 않으므로, 전치 증폭부(220)의 출력은 정형 증폭부에 입력되지 않는다. 정형 증폭부를 통과한 신호는 펄스의 폭이 커지고, 불응 시간이 발생 또는 증가될 수 있으며, 이로 인해 PET 장치의 민감도가 저하되는 문제점이 있다. 또한, 계수율이 떨어지고 하나의 펄스 파형을 신호 처리하는데 많은 시간이 필요하다.

[0047] 전치 증폭부(220)에서 출력된 신호는 ADC(Analog to Digital Converter)(230)로 입력된다. ADC(230)는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고, 변환된 디지털 신호 중 아날로그 신호의 세기에 대한 디지털 신호 값을 신호 처리부(240)로 전송한다. 여기서, 아날로그 신호의 세기에 해당하는 디지털 신호는 아날로그 신호의 위상값에 해당하는 디지털 신호를 의미한다.

[0048] ADC(230)로는 다채널 ADC가 바람직하고, 보다 바람직하게는 다채널 ADC 중 프리러닝(free-running) ADC가 사용될 수 있다. 프리러닝 ADC 중에서도 높은 샘플링 주파수를 가지는 ADC의 사용이 바람직할 수 있다. 다채널 ADC는 각각의 채널에서 각각의 섬광 결정의 아날로그 신호를 디지털화하는 ADC를 의미하고, 프리러닝 ADC는 1회 또는 정해진 시간 동안 디지털 변환 동작을 하는 것이 아니라, 계속적으로 디지털 변환 동작을 하는 ADC를 의미한다. 샘플링 주파수란 단위시간당 몇 개의 샘플을 취할 수 있는가를 나타내며 그 크기가 클수록 샘플링 시간간격은 짧아진다.

[0049] 정형 증폭기를 사용하지 않는 경우, 전치 증폭부(220)의 출력은 펄스 간의 시간 간격이 너무 짧고 펄스의 크기가 작아서, ADC가 제 기능을 하지 못하는 어려운 문제점이 발생할 수 있다. 그러나 높은 샘플링 주파수를 갖는 프리러닝 ADC를 이용하면, 연속적인 디지털 변환이 가능하여 크기가 작거나 빠른 펄스도 누락없이 디지털화할 수 있다.

[0050] 신호 처리부(240)는 ADC(230)에서 출력된 디지털 신호를 입력받아, 필요한 정보를 저장한다.

[0051] 신호 처리부(240)는 기설정된 값 이상의 에너지값을 보이는 펄스만을 추출하여 이를 저장할 수 있다. 여기서 기설정된 값은 광전 효과 여부를 판단하는 임계값(threshold)을 의미하며, 사용자에 따라 다양하게 설계가 가능하다.

[0052] 광전효과(photoelectric effect)는 생체 내에서 방출된 감마선 에너지의 대부분이 섬광결정에서 섬광으로 바뀌는 물리적 현상을 말하며, 감마선 에너지의 일부분만이 섬광으로 바뀌는 콤프턴 산란(compton scattering)과 구분되는 개념이다. 컴프턴 산란이 일어나면 생체에서 방출되는 감마선의 일부를 검출하지 못하며, 감마선이 생체를 구성하는 원자들에 부딪히면 산란이 일어난다. 산란된 광자가 섬광 결정(212)에 도달하면 동시 측정선 상에 방사선원이 있다고 위치를 정하게 되므로 본래 소멸 현상이 일어난 곳과는 거리가 있게 되고, PET 영상의 정확도가 떨어진다.

[0053] 따라서 광전 효과가 발생한 감마선을 검출하여, 이들에 대한 신호만을 저장할 필요가 있는 것이다. 저장된 신호는 PC(250)에 입력되어 영상으로 구성된다. 신호 처리부(240)는 변환된 디지털 신호 중에서 필요한 신호만을 저장하므로, 데이터 저장량이 감소될 수 있다.

[0054] 신호 처리부(240)는 이외에도 감마선이 검출된 시간인 반응시간 정보 또는/및 감마선이 어느 섬광결정을 통해 검출되었는지에 관한 어드레스 정보 등을 저장할 수 있다.

[0055] 신호 처리부(240)는 불응 시간을 줄이기 위해서, 충분한 저장공간을 가진 대용량 RAM(Random Access Memory)으로 구성될 수 있다. 대용량 RAM 중에서도 SSD(Solid State Disk)을 이용하는 것이 바람직하다. SSD는 반도체를 이용하여 정보를 저장하는 장치로서, 하드 디스크 드라이브에 비하여 속도가 빠르고 기계적 지연이나 실패율, 발열·소음도 적으며, 소형화·경량화할 수 있는 장점이 있다. SSD를 이용하면, 저장 시간이 빨라서 불응 시간의 감소효과가 크다.

[0056] 또한, 신호 처리부(240)는 다수 개의 RAM으로 구성될 수 있다. 다수 개의 RAM에 번갈아가며 데이터를 저장함으로써, 불응 시간에 의한 손실을 최소화할 수 있다.

[0057] 각 구성을 통과한 신호의 출력파형

[0058] 도 3은 종래의 PET 장치를 통과한 신호의 출력 파형을 도시한 그래프이고, 도 4는 본 발명에 따른 PET 장치를 통과한 신호의 출력 파형을 도시한 그래프이다.

[0059] 도 3을 참조하면, 도 3(a)는 종래의 PET 장치의 전치 증폭부(120)를 통과한 신호의 파형이고, 도 3(b)는 정형 증폭부(130)를 통과한 신호의 파형이며, 도 3(c)는 ADC(140)를 통과한 신호의 파형이다.

[0060] 전치 증폭부(120)로 입력된 전하신호가 전치 증폭부(120)를 통과하면 증폭되어 도 3(a)에서 나타난 바와 같이 출력된다.

[0061] 이 신호를 정형 증폭부(130)에 입력시키면, 신호는 펄스의 폭이 커지고 펄스의 크기가 커져서 피크값의 검출이 용이해진다. 그러나 도 3(b)에 도시된 것처럼, 각각의 펄스가 겹쳐지는 문제가 발생한다. 이를 파일업(pile-up) 현상이라고 한다. 파일업이 발생하면, 전술한 바와 같이 불응 시간이 길어지고 계수율이 낮아지는 문제점이 발생한다.

[0062] ADC(140)를 통해 신호를 디지털화하더라도 파일업된 신호를 디지털화하므로 동일한 문제가 발생한다.

[0063] 도 4를 참조하면, 본 발명에 따른 PET 장치는 정형 증폭기를 사용하지 않는다. 도 4(a)는 전치 증폭부(220)를 통과한 신호를 도시한 것이고, 도 4(b)는 ADC(230)를 통과한 신호이다.

[0064] 전치 증폭부(220)를 통과한 신호의 출력파형의 상승 시간(t_1)은 100ns보다 작고, 출력파형의 펄스의 폭(t_2)은 1000ns보다 작도록 설정한다.

[0065] ADC(230)에 의해서 신호가 디지털화되면, 도 4(b)와 같이 출력된다. ADC(230)를 통해 디지털화된 신호의 sum 값이 에너지값이 된다. 신호 처리부(240)는 에너지값이 기설정된 값 이상인 펄스만을 추출하여 이를 저장한다. 전술한 바와 같이 기설정된 값은 광전 효과 여부를 판단하는 임계값(threshold)을 의미한다.

[0066] PET 장치의 신호 검출 및 신호 처리 방법

[0067] 도 5는 본 발명에 따른 PET 장치의 신호 검출 및 신호 처리 방법을 도시한 플로우차트이다. 단계 510 및 단계 520은 PET 장치의 신호 검출 단계이고, 단계 530 내지 단계 550은 PET 장치의 신호 처리 단계에 해당한다.

[0068] 단계 510에서 섬광결정은 감마선을 검출하여 섬광으로 변환한다. 환자의 신체에 투여된 방사선 물질의 베타 붕괴를 통해 나온 양전자와 몸 안의 전자가 결합하여 소멸반응을 일으키게 되는데 이때 좌우 대칭으로 방출되는 감마선을 검출한다.

[0069] 단계 520에서 광센서가 섬광을 전하신호로 변환한다. 광센서(214)로는 PMT(Photo-Multiplier Tube), APD(Avalanche Photo Diode) 또는 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode) 등이 사용될 수 있다.

[0070] 단계 530에서는 전치 증폭부가 전하신호를 입력받아, 출력파형의 상승 시간이 100ns보다 작도록 신호를 증폭한다. 출력파형의 상승 시간이 100ns보다 작으면 펄스의 크기가 작아져서 시간 분해능이 향상된다. 시간분해능은 전술한 바와 같이, 시간적으로 접근하여 입력하는 신호를 개별적으로 판단할 수 있는 능력을 의미하며, 시간 분해능을 향상시키면 랜덤 노이즈를 제거할 수 있다.

[0071] 출력파형의 펄스의 폭은 1000ns보다 작도록 증폭되는 것이 바람직하고, 보다 바람직하게는 출력 파형 펄스의 폭을 200 ~ 500ns로 설정한다. 출력파형의 펄스의 폭이 1000ns보다 작으면, 불응 시간을 감소시켜 민감도가 향상되는 효과가 있다.

[0072] 본 발명에 따른 신호 처리 방법에서는 정형 증폭 단계를 거치지 않기 때문에, 정형 증폭의 문제점인 불응 시간이 발생/증가 및 PET 장치의 민감도가 저하를 막을 수 있다.

[0073] 단계 540에서는 단계 530에서 증폭된 신호를 디지털 신호로 변환한다.

[0074] 단계 550에서는 기설정된 값을 초과하는 에너지값을 가진 신호를 추출하여, 이를 저장한다. 여기서 기설정된 값은 광전 효과 여부를 판단하는 임계값(threshold)을 의미하며, 사용자에 따라 다양하게 설계가 가능하다. 광전 효과(photoeletric effect)는 전술한 바와 같이, 생체에서 방출되는 감마선을 모두 검출한 경우를 의미하며, 컴프턴 산란(compton scatter)과는 반대되는 개념이다. 광전 효과가 발생한 감마선을 검출하여, 이들에 대한 신호만을 저장하여 영상으로 구성한다. 광전 효과가 발생한 신호만을 저장하므로, 데이터의 저장량을 줄이는 효과를 얻을 수 있다.

[0075] 단계 550에서 감마선이 검출된 시간인 반응시간 정보 또는/및 감마선이 어느 섬광결정을 통해 검출되었는지에 관한 어드레스 정보 등을 저장할 수 있다.

[0076] 이상에서 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 설명하였으나, 본 발명은 상술한 특정의 실시 예에 한정되지 아니한다. 즉, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가지는 자라면 첨부된 특허청구범위의 사상 및 범주를 일탈함이 없이 본 발명에 대한 다수의 변경 및 수정이 가능하며, 그러한 모든 적절한 변경 및 수정의 균등물들도 본 발명의 범위에 속하는 것으로 간주되어야 할 것이다.

도면의 간단한 설명

[0077] 도 1은 종래의 PET 장치를 도시한 블럭 다이어그램이다.

[0078] 도 2는 본 발명에 따른 PET 장치를 도시한 블럭 다이어그램이다.

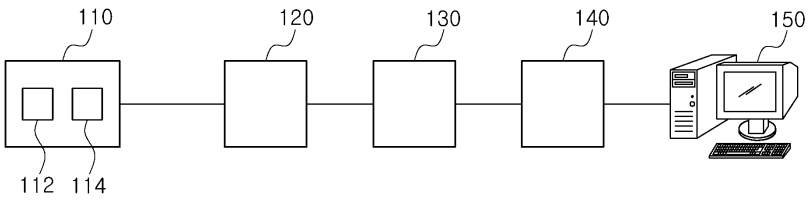
[0079] 도 3은 종래의 PET 장치를 통과한 신호의 출력 파형을 도시한 그래프이다.

[0080] 도 4는 본 발명에 따른 PET 장치를 통과한 신호의 출력 파형을 도시한 그래프이다.

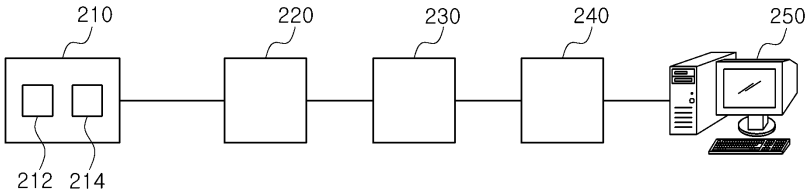
[0081] 도 5는 본 발명에 따른 PET 장치의 신호 처리 방법을 도시한 플로우차트이다.

도면

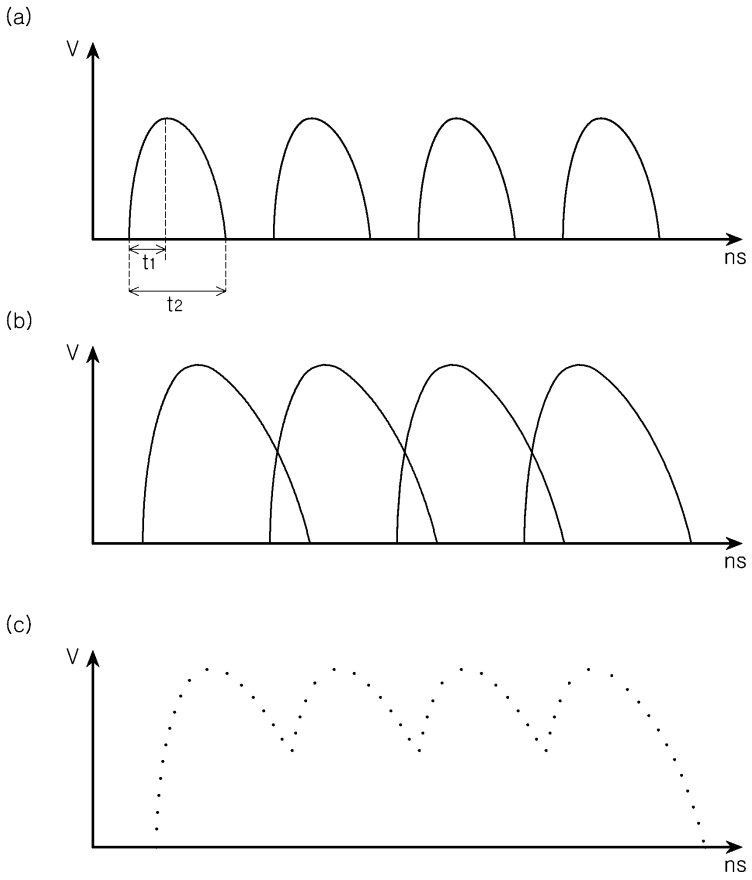
도면1



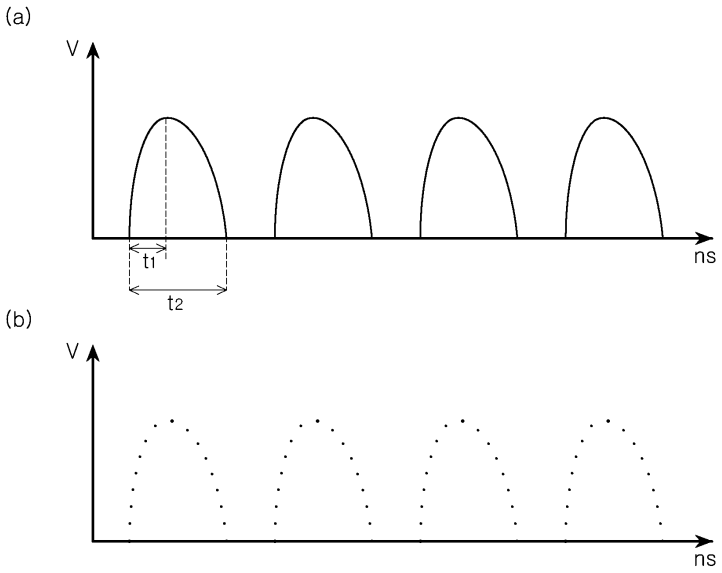
도면2



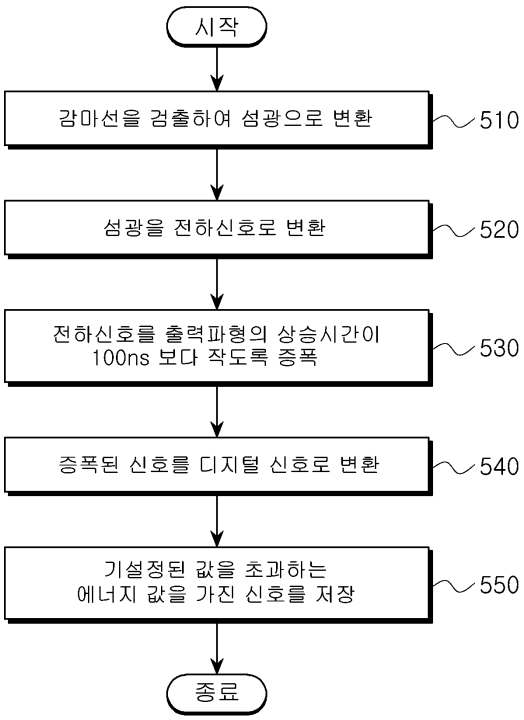
도면3



도면4


(a)
V
t1
t2
ns
(b)
V
ns

도면5


시작
감마선을 검출하여 섬광으로 변환
510
섬광을 전하신호로 변환
520
전하신호를 출력파형의 상승시간이
100ns 보다 작도록 증폭
530
증폭된 신호를 디지털 신호로 변환
540
기설정된 값을 초과하는
에너지 값을 가진 신호를 저장
550
종료