

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0089263

(43) 공개일자 2023년06월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G01T 1/20 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)

G01T 1/161 (2006.01)

(52) CPC특허분류

G01T 1/20184 (2020.05)

A61B 6/42 (2020.08)

(21) 출원번호 10-2021-0177753

(22) 출원일자 2021년12월13일

심사청구일자 2022년09월01일

(71) 출원인

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

김무섭

충청북도 제천시 칠성로 19, 101동 906호 (청전동, 청전두진백로아파트1차)

최용

서울특별시 강남구 삼성로67길 14, 401호 (대치동, 도성아파트)

정지웅

서울특별시 영등포구 국제금융로7길 27, 1동 204호 (여의도동, 삼부아파트)

(74) 대리인

특허법인엠에이피에스

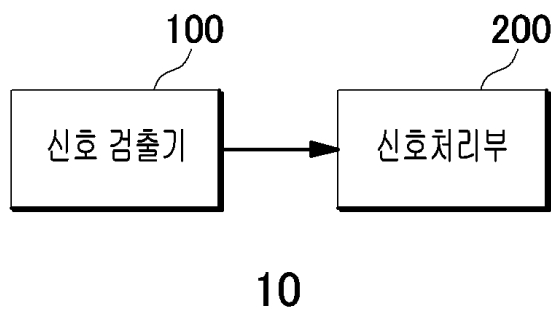
전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 발명의 명칭 클리핑 신호를 이용한 방사선 영상 기기 및 그 신호 처리 장치

(57) 요약

본 발명은 방사선 영상 기기에 대한 것으로, 섬광결정에서 출력되는 섬광신호를 전기신호로 변환하는 신호 검출기 및 상기 신호 검출기의 출력을 증폭하고, 증폭된 신호가 임계값 이상 유지되는 시간을 출력하는 신호 처리부를 포함하되, 상기 신호 처리부는 상기 증폭된 신호를 상기 임계값에 따라 순차적으로 클리핑 처리하는 제 1 클리핑 회로와 제 2 클리핑 회로를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도4



(52) CPC특허분류

A61B 6/5205 (2013.01)

G01T 1/161 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711137911
과제번호	RS-2020-KD000017
부처명	과학기술정보통신부, 산업통상자원부, 보건복지부, 식품의약품안전처
과제관리(전문)기관명	(재)범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명	범부처전주기의료기기연구개발사업
연구과제명	근감소증 및 골다공증 진단을 위한 초저선량 이중에너지 X선 흡수계측 고속 스캔 의
표영상 진단기기 개발	

기 여 율	4/10
과제수행기관명	서강대학교산학협력단
연구기간	2020.09.01 ~ 2022.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345342224
과제번호	2019R1I1A1A01041347
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	이공학학술연구기반구축(R&D)
연구과제명	일렉트로 루미네선스를 이용한 초고속 (100 ps 이하) Time of Flight 영상 기술
기 여 율	3/10
과제수행기관명	서강대학교
연구기간	2019.06.01 ~ 2022.05.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1425150493
과제번호	S2840619
부처명	중소벤처기업부
과제관리(전문)기관명	중소기업기술정보진흥원
연구사업명	중소기업기술혁신개발(R&D)
연구과제명	중소병원용 퇴행성 뇌질환 케어를 위한 헬멧형 PET 개발
기 여 율	3/10
과제수행기관명	(주)우진엔텍
연구기간	2020.06.01 ~ 2022.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

방사선 영상 기기에 있어서,

섬광결정에서 출력되는 섬광신호를 전기신호로 변환하는 신호 검출기 및

상기 신호 검출기의 출력을 증폭하고, 증폭된 신호가 임계값 이상 유지되는 시간을 출력하는 신호 처리부를 포함하되,

상기 신호 처리부는 상기 증폭된 신호를 상기 임계값에 따라 순차적으로 클리핑 처리하는 제 1 클리핑 회로와 제 2 클리핑 회로를 포함하는 것을 특징으로 하는, 방사선 영상기기.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 신호 처리부는

상기 신호 검출기의 출력을 증폭하는 증폭기,

상기 증폭기의 출력단과 접지 사이에 접속된 제 1 다이오드를 포함하는 제 1 클리핑 회로,

상기 제 1 클리핑 회로의 출력단과 접지 사이에 접속된 제 2 다이오드를 포함하는 제 2 클리핑 회로 및

상기 제 2 클리핑 회로의 출력을 측정하는 시간 디지털 변환기(Time to digital convertor)를 포함하는 것인, 방사선 영상기기.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 클리핑 회로의 출력 신호에 비하여 상기 제 2 클리핑 회로의 출력 신호의 상승에지와 하강에지가 가파르게 형성되는 것인, 방사선 영상기기.

청구항 4

방사선 영상기기용 신호 처리 장치에 있어서,

섬광신호를 전기신호로 변환한 입력을 증폭하는 증폭기,

상기 증폭기의 출력 신호를 임계값에 따라 순차적으로 클리핑 처리하는 제 1 클리핑 회로와 제 2 클리핑 회로 및

상기 제 2 클리핑 회로의 출력을 측정하는 시간 디지털 변환기(Time to digital convertor)를 포함하는, 신호 처리 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 제 1 클리핑 회로는 상기 증폭기의 출력단과 접지 사이에 접속된 제 1 다이오드를 포함하고,

상기 제 2 클리핑 회로는 상기 제 1 클리핑 회로의 출력단과 접지 사이에 접속된 제 2 다이오드를 포함하는 것인, 신호 처리 장치.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 제 1 클리핑 회로의 출력 신호에 비하여 상기 제 2 클리핑 회로의 출력 신호의 상승에지와 하강에지가 가파르게 형성되는 것인, 신호 처리 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 클리핑 신호를 이용한 방사선 영상 기기와 그 신호 처리 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근들어 널리 활용되고 있는, 여러 종류의 방사선 의료 영상 기기 중 신틸레이션 방식은 방사선을 검출하여 광신호로 변환하고, 변환된 광신호를 이용하여 대상체에 대한 영상신호를 획득한다. 이때, 정확한 해부학적/생리학적인 영상 정보를 제공하기 위해 다채널로 구성된 방사선 검출기를 사용한다. 예를 들어, 엑스레이(X-ray), 컴퓨터 단층촬영(Computed Tomography, CT), 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] 한편, 방사선 영상기기에서 검출한 방사선의 에너지를 보다 정확하게 구별하기 위한 다양한 방법이 연구되고 있다. 주로 사용하고 있는 데이터 획득 시스템은 아날로그-디지털 변환기(Analog to digital convertor (ADC))와 시간-디지털 변환기(Time to digital convertor (TDC))를 이용하여 방사선의 에너지와 시간 정보를 각각 분석하는 방법을 사용한다. 이러한 채널 증가와 각 데이터를 분석하는 방법은 데이터 획득 시스템의 복잡성을 증가시키기 때문에, 입력 데이터를 줄이거나 데이터 획득 시스템을 간소화하여 복잡성을 최소화하는 연구가 지속적으로 진행되고 있다.

[0004] Time over threshold (TOT) 신호처리는 검출한 방사선 신호의 너비를 이용하여 에너지와 시간 정보를 분석하는 방법으로 ADC를 사용하지 않고 TDC만으로 데이터 획득 시스템을 구성할 수 있는 방법으로 복잡성을 줄일 수 있는 장점을 가진다. 하지만 TOT-TDC를 이용하는 데이터 획득 시스템은 에너지 선형성이 떨어져 연속적인 에너지를 가지는 엑스선과 근접한 광 피크를 가지는 감마선에서는 적용이 어렵다.

[0005] 본 발명에서는 이러한 종래 기술의 문제점을 해소하기 위해, 다이오드 기반의 클리핑 회로를 이용하여, TOT-TDC 구조의 장점인 복잡성 감소를 유지하면서 에너지 선형성을 향상시킬 수 있는 신호 처리 장치를 제공하고자 한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 대한민국 등록 특허 제 1647395호(발명의 명칭: 양극성 임계상한시간방법을 이용한 방사선 신호처리 장치 및 방법)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명은 다이오드 기반 클리핑 회로를 사용하여 에너지 선형성을 향상시킬 수 있는 신호 처리 장치 및 이를 이용한 방사선 영상기기를 제공하고자 한다.

[0008] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제1 측면에 따른 방사선 영상 기기는 방사선 영상 기기는, 방사선을 섬광신호로 변환하는 섬광결정에 결합되며, 상기 섬광신호를 전기신호로 변환하는 신

호 검출기 및 상기 신호 검출기의 출력을 증폭하고, 증폭된 신호가 임계값 이상 유지되는 시간을 출력하는 신호 처리부를 포함하되, 상기 신호 처리부는 상기 증폭된 신호를 상기 임계값에 따라 순차적으로 클리핑 처리하는 제 1 클리핑 회로와 제 2 클리핑 회로를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0010] 또한, 본 발명의 제2 측면에 따른 방사선 영상기기용 신호 처리 장치는, 섬광신호를 전기신호로 변환한 입력을 증폭하는 증폭기, 상기 증폭기의 출력 신호를 임계값에 따라 순차적으로 클리핑 처리하는 제 1 클리핑 회로와 제 2 클리핑 회로 및 상기 제 2 클리핑 회로의 출력을 측정하는 시간 디지털 변환기를 포함한다.

발명의 효과

[0011] 진술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, TOT신호처리와 TDC 기반 데이터 획득 시스템으로 구성되는 방사선 측정 및 영상기기의 단점인 낮은 에너지 선형성을 향상시킬 수 있고, 이로 인하여 정확도와 분해능이 향상 되고 영상의 해상도가 향상될 수 있다. 또한, 광 결정을 가지는 감마선과는 달리 연속적인 엑스선에서는 에너지 선형성이 낮으면 정확한 측정에 어려움이 있는데, 본 발명은 낮은 에너지 영역을 가지며 연속적인 스펙트럼을 가지는 엑스선에서 더욱 효과가 클 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0012] 도 1과 도 2는 통상적인 방사선 영상 기기에서의 신호 처리 과정을 도시한 것이다.
 도 3은 종래 기술이 가진 단점인 비선형성을 설명하기 위한 도면이다.
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 영상 기기(10)의 구성을 도시한 블록도이다.
 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리부의 구성을 상세하게 도시한 회로도이다.
 도 6과 도 7 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리 장치의 효과를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013] 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.

[0014] 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.

[0015] 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.

[0016] 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.

[0017] 이하 첨부된 도면을 참고하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.

[0018] 도 1과 도 2는 통상적인 방사선 영상 기기에서의 신호 처리 과정을 도시한 것이고, 도 3은 종래 기술이 가진 단점을 설명하기 위한 도면이다.

[0019] 도시된 바와 같이, 방사선 검출 과정과 검출된 과정에 대한 아날로그 신호 처리, 아날로그 신호의 디지털 변환 처리 과정을 거쳐, 데이터를 획득한다.

[0020] 도 1에 도시된 바와 같이, 검출된 방사선 신호에 대해서는 에너지와 시간 정보를 분석하는 방법으로 ADC 방법과, 시간 정보만을 분석하는 TDC 방법이 알려져 있다.

[0021] 특히, 도 2는 TDC 과정을 상세하게 기재하고 있다.

- [0022] ADC와는 달리, TDC 방법은 신호가 임계값 이상을 유지하는 시간 정보만을 디지털 신호로서 확보하는 방법으로, 그 방법이 간소하다는 장점이 있다.
- [0023] 그러나, 도 3에 나타나는 바와 같이, ADC 방식에 비해 선형성이 부족하다는 단점이 있다. 즉, ADC 방식의 경우 신호 진폭을 활용하기 때문에 선형성이 유지되지만, TDC 방식의 경우 신호가 유지되는 시간에 대한 정보만을 획득하므로, ADC에 비해 비선형적이다. 이는 방사선 의료영상기기에서 사용하는 신틸레이션 검출기 출력신호의 상승시간과 하강시간이 서로 다르며 상대적으로 하강시간이 많이 느리기 때문이다. 이는 신틸레이터의 물리적 특성과 광센서의 쿼칭(quenching) 특성 때문이며 이로 인하여 신호 진폭대 너비의 비선형성이 나타난다..
- [0024] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 영상 기기(10)의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0025] 방사선 영상 기기(10)는 섬광결정에서 출력되는 섬광신호를 전기신호로 변환하는 신호 검출기(100) 및 신호 검출기(100)의 출력을 증폭하고, 증폭된 신호가 임계값 이상 유지되는 시간을 출력하는 신호 처리부(200)를 포함한다.
- [0026] 본 발명이 적용되는 방사선 영상 기기(100)는 엑스레이(X-ray), 이중 에너지 X선 흡수법(dual-energy x-ray absorptiometry, DEXA), 전산화단층촬영장치(Computed Tomography, CT), 단일광자방출단층촬영장치(Single Photon Emitted Computed Tomography, SPECT), 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography, PET) 또는 감마카메라(Gamma Camera) 등 일 수 있다.
- [0027] 또한, 신호 검출기(100)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(100)는 방사선을 섬광신호로 변환하는 복수의 섬광결정과, 섬광결정에서 출력된 섬광신호를 전기신호로 변환하는 복수의 광센서를 포함할 수 있다.
- [0028] 섬광결정으로는 BGO(Bismuth Germanate Oxide), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate), 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. 또한, 광센서로는 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) 등이 사용될 수 있다. 이때, 광센서가 검출하는 방사선에는 감마선뿐만 아니라, X선, 알파선, 베타선, 중성자선 등이 있으며, 방사선 이외에도 다른 전자기파에도 본 발명을 적용할 수 있다.
- [0029] 신호 처리부(200)는 신호를 증폭하고 클리핑 하는 아날로그 회로와, 아날로그 회로의 출력을 디지털 신호로 변환하는 시간 디지털 변환기(Time to digital convertor, TDC)를 포함한다.
- [0030] 또한, 신호 처리부(200)는 증폭된 신호를 임계값에 따라 순차적으로 클리핑 처리하는 제 1 클리핑 회로와 제 2 클리핑 회로를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0031] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리부의 구성을 상세하게 도시한 회로도이다.
- [0032] 신호 처리부(200)는 신호 검출기(100)의 출력을 증폭하는 증폭기(210), 증폭기(210)의 출력단과 접지 사이에 접속된 제 1 다이오드를 포함하는 제 1 클리핑 회로(220), 제 1 클리핑 회로(220)의 출력단과 접지 사이에 접속된 제 2 다이오드를 포함하는 제 2 클리핑 회로(230) 및 제 2 클리핑 회로(230)의 출력을 측정하는 시간 디지털 변환기(TDC, 240)를 포함한다.
- [0033] 증폭기(210)로는 OP 앰프 등이 사용될 수 있으며, 증폭비 조절을 위해 적절한 저항이 추가적으로 결합될 수 있다. 증폭기(210)의 구성은 종래 기술을 사용하므로, 상세한 설명은 생략하기로 한다.
- [0034] 제 1 클리핑 회로(210)는 증폭기(210)의 출력단에서 출력되는 신호 중 문턱전압을 초과하는 신호는 접지를 통해 제거하고, 클리핑된 나머지 신호를 제 2 클리핑 회로(230)로 전달한다. 이에 따라, 문턱전압을 초과하는 신호가 유지되는 시간을 검출할 수 있다. 이때, 문턱전압은 제 1 클리핑 회로(210)에 포함되는 다이오드의 순방향 전압이 사용되며, 예를 들면 0.7V가 사용될 수 있다.
- [0035] 제 2 클리핑 회로(220)는 제 1 클리핑 회로(220)의 출력단에서 출력되는 신호 중 문턱전압을 초과하는 신호는

제거하고, 클리핑된 나머지 신호를 시간 디지털 변환기(240)로 전달한다.

- [0036] 이와 같이, 검출 신호에 대하여 연속적으로 2번의 클리핑 동작을 수행하며, 제 1 클리핑 회로(220)의 출력에 비하여, 제 2 클리핑 회로(230)에서 출력된 클리핑 신호의 상승시간과 하강시간이 더욱 가파르게 된 것을 확인할 수 있다.
- [0037] 이는 각 클리핑 회로(220,230)를 구성하고 있는 다이오드의 역회복 시간(reverse recovery time) 특성 때문에 발생한 것으로, 다이오드의 문턱전압을 초과한 증폭기(210)의 출력 신호가 다이오드의 문턱전압 보다 낮아지더라도 일정 시간 동안은 다이오드가 순방향 전압을 유지하기 때문이다. 이 일정시간 동안 다이오드가 열려 있고 이때 전류가 전달되며 역회복시간이 끝나기 전에 방사선 검출로 인한 전류는 다 전달된다. 더 자세하게는 순방향 바이어스로 작동하는 다이오드 내에 전하 캐리어들이 공핍 영역을 통과하여 순방향 전류를 발생시키는데, 다이오드의 바이어스가 역방향으로 반전되더라도 전하 캐리어의 흐름이 그 즉시 중단되기는 불가능하기 때문이다.
- [0038] 이로 인해, 증폭기(210) 출력 신호의 크기가 클수록 클리핑 회로(220,230) 다이오드의 역회복 시간(reverse recovery time)은 길게 나타나고 신호의 진폭-너비관계가 아닌 전류-너비관계가 형성되며, 이는 신호의 시작점과 끝점의 차이를 더 분명하게 하여, 이를 기초로 에너지 정보를 분석하는 TDC 기법의 비선형성을 개선할 수 있게 된다.
- [0039] 또한, 시간 디지털 변환기(240)는 제 2 클리핑 회로(230)의 출력을 디지털 신호로 변환한다. 이때, 제 2 클리핑 신호가 유지되는 시간을 측정하기 위해, 클럭 펄스를 반복적으로 인가하고, 펄스의 개수를 카운트하는 방식으로, 제 2 클리핑 신호의 유지시간을 측정할 수 있다.
- [0040] 도 6과 도 7 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리 장치의 효과를 설명하기 위한 도면이다.
- [0041] 도 6은 종래의 TOT 신호처리방법과 TDC 기반 데이터획득시스템을 이용하여 획득한 엑스선 (~83 keV)의 에너지 스펙트럼을 나타낸다. 44 keV 에너지 영역을 차단하는 사마륨(samarium) 필터를 사용하는 골밀도 측정기의 엑스선 발생장치를 사용하여 측정한 것으로, a), b), c)의 스펙트럼은 각각 세 가지 단계(low, mid, high)의 문턱전압을 적용했을 때의 결과이다. 도시된 바와 같이, 낮은 문턱 전압일 때에는 검출할 수 있는 영역이 넓으나 선형성이 떨어지고, 높은 문턱 전압일 때에는 검출할 수 있는 영역은 좁아지나 선형성이 향상되어, 20 keV와 60 keV 영역이 잘 구분 되는 것을 확인할 수 있다. 하지만, ADC 기법에 따라 획득한 기준 데이터인 (d) 스펙트럼과 비교하였을 때 카운트 분포와 선형성 차이가 많은 것을 확인할 수 있다.
- [0042] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 클리핑 회로를 이용하여 획득한 엑스선 스펙트럼을 나타낸 것으로, 기준 데이터인 도 6의 (d) 그래프와 카운트 분포도가 유사하며, 선형성 또는 종래의 TOT 방법 보다 향상된 결과를 나타냄을 확인할 수 있다.
- [0043] 종래 기술에서 사용하는 TOT-TDC 데이터 획득방식에서 사용되는 비교기(comparator)는 설정한 문턱 전압에 교차되는 지점에서 디지털 신호를 출력한다. 방사선 의료영상기기에서 사용하는 신틸레이션 검출기의 출력신호의 높이와 너비의 비율이 선형적이면 문제가 되지 않으나, 신호의 높이와 너비는 선형적이지 않다. 이는 출력신호의 상승시간에 비해 하강시간이 상대적으로 느리기 때문이다.
- [0044] 이러한 문제를 해결하기 위해, 본 발명에서 제안하는 클리핑 신호는 문턱 전압 이상의 신호가 들어왔을 때 신호가 시작되고(상승 에지), 다이오드의 회복시간과 전류의 흐름이 끝날을 때 신호가 종료(하강 에지)되기 때문에, 전류와 너비의 관계로 신호를 분석할 수 있어 선형적인 효과를 제공한다,
- [0045] 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.
- [0046] 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.
- [0047] 전술한 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 이해

할 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.

[0048]

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

[0049]

10 : 방사선 영상 기기

100 : 신호 검출기

200 : 신호 처리부

210 : 증폭기

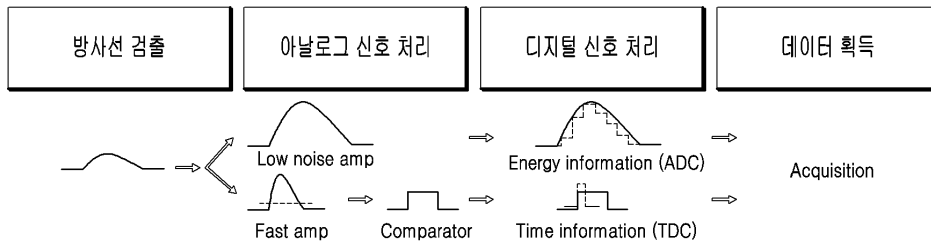
220 : 제 1 클리핑 회로

230 : 제 2 클리핑 회로

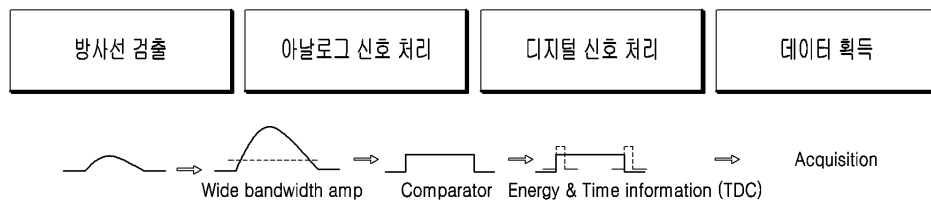
240 : 시간 디지털 변환기(TDC)

도면

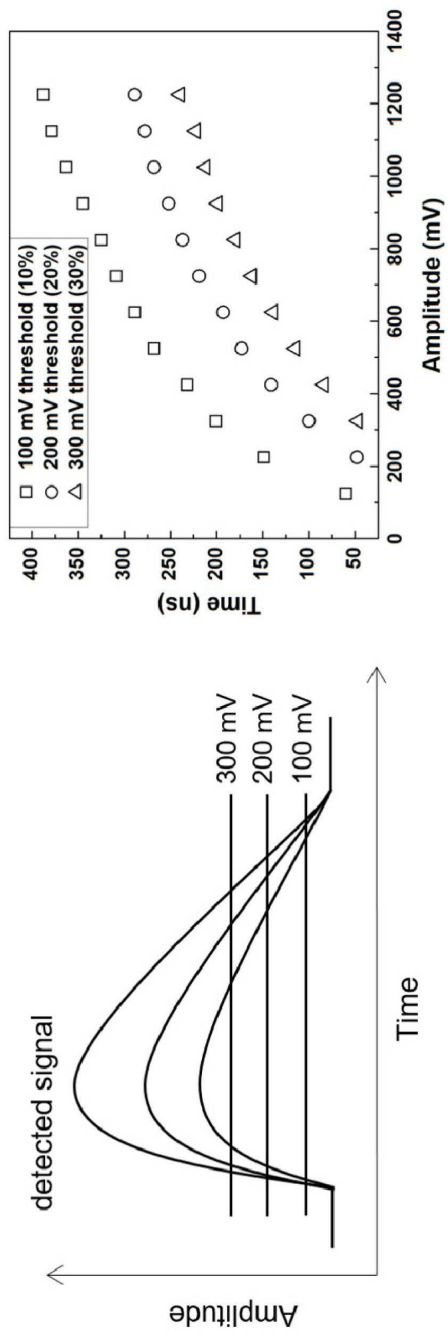
도면1



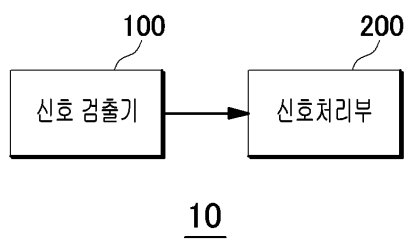
도면2



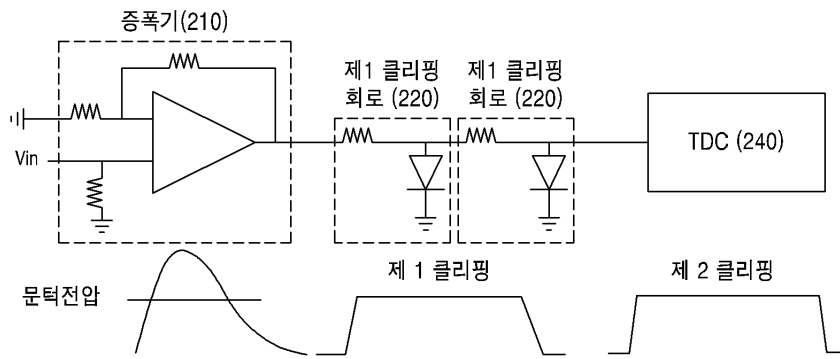
도면3



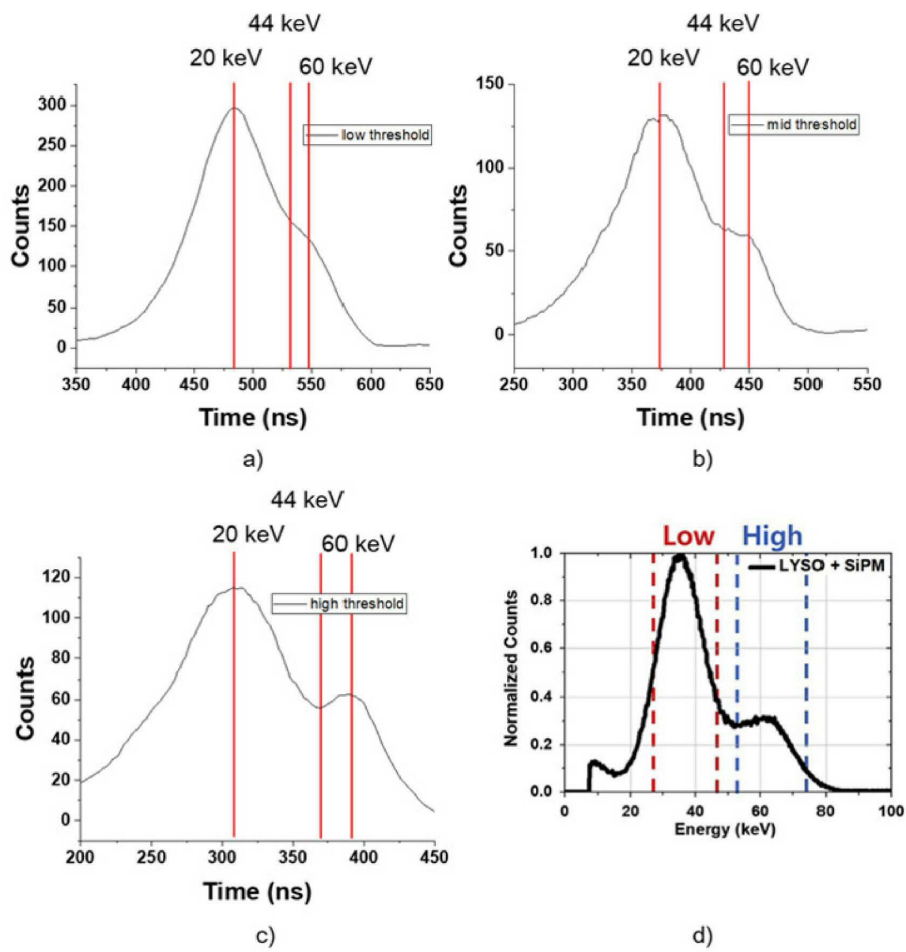
도면4



도면5



도면6



도면7

