



- (51) 국제특허분류:
A61B 6/00 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2015/009994
- (22) 국제출원일: 2015년 9월 23일 (23.09.2015)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2014-0149409 2014년 10월 30일 (30.10.2014) KR
- (71) 출원인: 서강대학교산학협력단 (SOGANG UNIVERSITY RESEARCH FOUNDATION) [KR/KR]; 04107 서울시 마포구 백범로 35, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 최용 (CHOI, Yong); 05502 서울시 송파구 올림픽로 135, 245 동 1701 호, Seoul (KR). 김규범 (KIM, Kyu Bom); 10367 경기도 고양시 일산서구 성저로 9, 505 동 204 호, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 특허법인 태평양 (BAE, KIM & LEE IP GROUP); 06626 서울시 서초구 강남대로 343, 11 층, Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

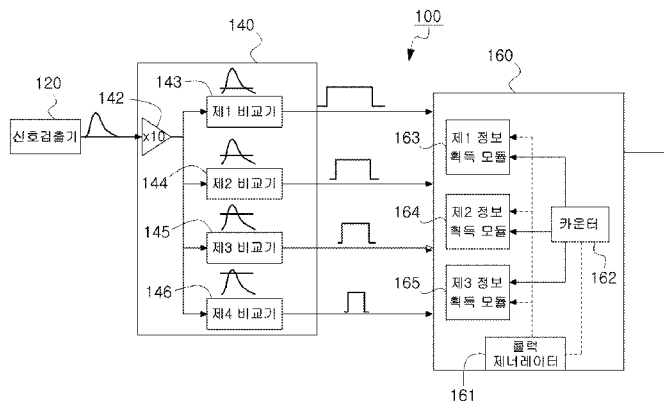
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) Title: SYSTEM AND METHOD FOR PROCESSING SIGNALS OF MEDICAL IMAGING DEVICE BY USING MULTIPLE THRESHOLD VOLTAGES

(54) 발명의 명칭: 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법



120 ... Signal detector
143 ... First comparator
144 ... Second comparator
145 ... Third comparator
146 ... Fourth comparator
161 ... Clock generator
162 ... Counter
163 ... First information acquisition module
164 ... Second information acquisition module
165 ... Third information acquisition module

(57) Abstract: A system for processing signals of a medical imaging device by using multiple threshold voltages is disclosed. The system for processing signals of a medical imaging device by using multiple threshold voltages, according to the present technology, can comprise: a signal detector detecting radiation emitted from a radioactive medicine injected into an object, or radiation emitted at and penetrating through the object so as to generate and output a radiation detection signal; an analogue signal processing unit receiving radiation detection signals, for each channel, outputted from the signal detector and a plurality of preset threshold voltages different from each other, so as to compare, respectively, the inputted radiation detection signals and signals according to the plurality of threshold voltages different from each other, thereby generating and outputting a plurality of comparison signals; and a digital signal processing unit for receiving the comparison signals and acquiring energy information, time information and location information indicating detailed information on the detection of radiation in the object in response to the inputted comparison signals.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]



본 기술은 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템을 개시한다. 본 기술의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템은 대상체 내부로 주입된 방사성 의약품으로부터 방출된 방사선 또는 상기 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 방사선 검출신호를 생성하여 출력하는 신호 검출기, 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호와 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압을 입력받아 입력받은 방사선 검출신호와 복수 개의 서로 다른 문턱전압에 따른 신호와 각각 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 출력하는 아날로그 신호 처리부 및 상기 비교신호를 입력받고, 입력받은 상기 비교신호에 응답하여 상기 대상체 내 방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 디지털 신호처리부를 포함할 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법에 관한 것으로, 특히 의료 영상 분야의 방사선 검출신호를 서로 다른 값을 갖는 다수의 문턱전압을 이용하여 방출된 방사선의 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 용이하게 측정하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 최근 들어, IT 기술의 발달에 따라 비침습적으로 생체 내부를 영상 형태로 나타내어 정확한 질병진단에 필요한 정보를 제공하는 의료용 영상기기가 의료 분야에서 널리 사용되고 있다. 이러한 의료용 영상기기 중에서도 단층영상 획득기기는 X선 전산화단층촬영장치(Computed Tomography, CT), 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 및 핵의학 영상기기 등이 존재한다. 특히, X선 전산화단층촬영장치와 자기공명영상은 인체의 상세한 해부학적 영상을 제공하고, 방사성동위원소를 이용하는 핵의학 영상은 인체 내 생리학적 현상을 나타내는 영상을 제공한다.
- [3] 이러한 의료용 영상 기기에서 의료 영상 획득을 위해 사용되는 데이터 신호 처리 시스템은 다채널 확장 시 개발 비용이 증가하고, 시스템의 크기 또한 커진다는 문제점이 있다. 이뿐만 아니라, 신호 처리 시스템 내 다채널 확장 시 시스템의 크기를 줄이기 위해서 ASIC을 사용하지만 이로 인하여 비용이 높아진다는 문제점 또한 발생하고 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [4] 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해, 본 발명은 의료 영상 기기에서 ADC(Analog-to-Digital Converter) 또는 TDC(Time-to-Digital Converter)를 사용하지 않고, 비교기에 서로 다른 값을 갖는 다수의 문턱전압을 인가하고 방사선 검출 신호와의 비교를 통해 방사선에 대한 에너지, 시간, 위치 등의 정보를 용이하게 파악할 수 있는 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법을 제공하고자 한다.

과제 해결 수단

- [5] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 한 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템은 대상체 내부로 주입된 방사성 의약품으로부터 방출된 방사선 또는 상기 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 방사선 검출신호를 생성하여 출력하는 신호 검출기, 상기 신호

검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호와 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압을 입력받아 입력받은 방사선 검출신호와 복수 개의 서로 다른 문턱전압에 따른 신호를 각각 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 출력하는 아날로그 신호처리부, 및 상기 비교신호를 입력받고 입력받은 상기 비교신호에 기초하여 상기 대상체 내 방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 디지털 신호처리부를 포함할 수 있다.

- [6] 바람직하게는, 신호 검출기는 SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography) 검출기, 감마 카메라(Gamma Camera), X-선 검출기, PET 검출기 중 하나를 포함하는 신호 검출기를 포함할 수 있다.
- [7] 바람직하게는, 아날로그 신호처리부는 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아 상기 방사선 검출신호의 이득이 균일하도록 상기 방사선 검출신호를 증폭시키는 증폭기 및 증폭된 복수 개의 상기 방사선 검출신호 및 서로 다른 값을 갖도록 기설정된 복수 개의 문턱전압값을 입력받아 상기 방사선 검출신호와 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 출력하는 복수 개의 비교기를 포함할 수 있다.
- [8] 바람직하게는, 아날로그 신호처리부는 복수 개의 비교기로부터 출력된 복수 개의 비교 신호를 각각 입력받으면 입력받은 복수 개의 비교 신호간에 배타적 논리연산(eXclusive OR)을 수행하여 연산결과를 출력하는 배타적 논리합 연산기를 더 포함할 수 있다.
- [9] 바람직하게는, 디지털 신호처리부는 상기 아날로그 신호처리부로부터 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받고, 입력받은 복수 개의 비교신호에 응답하여 내부에서 구동 중인 카운터로부터 출력되는 카운터 값을 저장한 후, 저장된 카운터 값에 기초하여 방사선의 반응 에너지 정보 및 반응 시간 정보를 연산할 수 있다.
- [10] 바람직하게는, 디지털 신호처리부는 상기 카운터 값의 폭을 적분하여 반응 에너지 정보를 획득하는 제1 정보 획득모듈 및 상기 카운터로부터 출력되는 카운터 값의 출력시간을 반응 시간 정보로서 획득하는 제2 정보획득모듈을 포함할 수 있다.
- [11] 바람직하게는, 디지털 신호처리부는 FPGA(Field Programmable Gate Array)로 이루어질 수 있다.
- [12] 바람직하게는, 디지털 신호처리부는 상기 비교신호를 입력받은 상기 FPGA의 입출력(I/O) 핀의 위치에 기초하여 방사선의 반응 위치 정보를 획득하는 제3 정보 획득 모듈을 더 포함할 수 있다.
- [13] 본 발명의 일 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법은 신호 검출기가 대상체 내부로 주입된 방사성의약품으로부터 방출된 방사선 또는 상기 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 방사선

검출신호를 생성한 후 출력하는 단계; 아날로그 신호처리부가 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아 균일한 이득을 가지도록 상기 방사선 검출신호를 증폭시키는 단계; 아날로그 신호처리부가 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압값을 입력받아 증폭된 상기 방사선 검출신호와 상기 복수 개의 서로 다른 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 비교신호를 생성하여 출력하는 단계, 및 디지털 신호처리부가 상기 아날로그 신호처리부로부터 출력된 상기 비교신호를 입력받고 입력받은 상기 비교신호에 기초하여 방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

- [14] 바람직하게는, 아날로그 신호처리부가 방사선 검출신호와 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 비교하여 비교신호를 생성하는 단계는 증폭기가 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널 별 방사선 검출신호를 입력받아 상기 방사선 검출신호의 이득이 균일하도록 상기 방사선 검출신호를 증폭시키는 과정 및 복수 개의 비교기가 증폭된 복수 개의 상기 방사선 검출신호 및 기설정된 복수 개의 문턱전압값을 입력받아 증폭된 상기 방사선 검출신호와 입력받은 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 복수 개의 비교신호를 출력하는 과정을 포함할 수 있다.
- [15] 바람직하게는, 아날로그 신호처리부가 방사선 검출신호와 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 비교하여 비교신호를 생성하는 단계는 배타적 논리합 연산기가 상기 복수 개의 비교기로부터 각각 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받아 입력받은 복수 개의 비교신호간에 배타적 논리연산을 수행하고, 그 연산결과를 출력하는 과정을 더 포함할 수 있다.
- [16] 바람직하게는, 디지털 신호처리부가 방사선 검출에 대한 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계는 상기 아날로그 신호처리부로부터 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받고, 입력받은 비교신호에 응답하여 내부에서 구동 중인 카운터로부터 출력되는 카운터 값을 저장한 후, 상기 카운터 값에 기초하여 상기 대상체 내 방사선 검출에 대한 반응 에너지 정보 및 반응 시간 정보를 연산하는 것을 포함할 수 있다.
- [17] 바람직하게는, 디지털 신호처리부가 방사선 검출에 대한 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계는 상기 카운터 값의 폭을 적분하여 반응 에너지 정보를 획득하는 과정; 및 내부에서 구동 중인 카운터로부터 출력되는 상기 카운터 값의 출력시간을 반응 시간 정보로서 획득하는 과정을 포함할 수 있다.
- [18] 바람직하게는, 디지털 신호처리부가 방사선 검출에 대한 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계는 상기 비교신호를 입력받은 FPGA의 입출력(I/O) 핀의 위치에 기초하여 방사선의 반응 위치 정보를 획득하는 과정을 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [19] 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 서로 다른 값으로 설정된 복수 개의 문턱전압이 비교기로 인가되고, 이를 통해 신호 검출기로부터 출력된 신호를 분리한 후, 분리된 신호에 기초하여 방사선 검출에 대한 에너지, 시간, 위치 등의 정보를 용이하게 파악할 수 있는 효과가 있다.
- [20] 또한, 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 비교기에 인가되는 복수 개의 서로 다른 문턱전압을 통해 신호 검출기의 출력신호를 분리함으로써, ADC 또는 TDC를 사용하여 방사선 검출에 대한 에너지, 시간, 위치 등의 정보를 파악해야 하는 종래 기술에 비하여 신호 처리 시스템의 크기 및 비용이 증가하는 것을 방지할 수 있는 효과가 있다.
- [21] 더불어, 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 아날로그 신호처리부 내 비교기로부터 출력되는 복수 개의 비교 신호간에 배타적 논리합 연산을 수행함으로써, 의료 영상기기에서 사용되는 출력채널 수를 크게 줄임으로써, 데이터 획득을 위한 처리 시간을 크게 단축시킬 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [22] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템의 개념도.
- [23] 도 2는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법의 순서도.
- [24] 도 3은 비교기의 입출력 신호를 나타낸 도면.
- [25] 도 4는 내부 클럭에 응답하는 복수 개의 비교 신호를 나타낸 타이밍도이다.
- [26] 도 5는 FPGA의 핀 설정을 나타낸 도면.
- [27] 도 6은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템의 개념도.
- [28] 도 7은 아날로그 신호처리부 내 비교신호간에 배타적 논리 연산을 나타내는 타이밍도.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [29] 본 발명의 한 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템은 대상체 내부로 주입된 방사성 의약품으로부터 방출된 방사선 또는 상기 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 방사선 검출신호를 생성하여 출력하는 신호 검출기, 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호와 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압을 입력받아 입력받은 방사선 검출신호와 복수 개의 서로 다른 문턱전압에 따른 신호를 각각 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 출력하는 아날로그 신호처리부, 및 상기 비교신호를 입력받고 입력받은 상기 비교신호에 기초하여 상기 대상체 내

방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 디지털 신호처리부를 포함할 수 있다.

- [30] 본 발명의 일 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법은 신호 검출기가 대상체 내부로 주입된 방사성의약품으로부터 방출된 방사선 또는 상기 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 방사선 검출신호를 생성한 후 출력하는 단계; 아날로그 신호처리부가 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아 균일한 이득을 가지도록 상기 방사선 검출신호를 증폭시키는 단계; 아날로그 신호처리부가 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압값을 입력받아 증폭된 상기 방사선 검출신호와 상기 복수 개의 서로 다른 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 비교신호를 생성하여 출력하는 단계, 및 디지털 신호처리부가 상기 아날로그 신호처리부로부터 출력된 상기 비교신호를 입력받고 입력받은 상기 비교신호에 기초하여 방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 실시를 위한 형태

- [31] 이하, 본 발명을 바람직한 실시 예와 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며, 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되는 것은 아니다.
- [32] 이하, 도 1을 참조하여, 본 발명의 일 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.
- [33] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템의 개념도이다.
- [34] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템(100)은 신호 검출기(120), 아날로그 신호처리부(140) 및 디지털 신호처리부(160)를 포함한다.
- [35] 신호 검출기(120)는 대상체 내부로 주입된 방사성 의약품으로부터 방출된 방사선 또는 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 체내 분포 또는 장기 내 분포를 나타내는 방사선 검출신호를 생성하여 출력한다. 이러한 신호 검출기는 SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography) 검출기, 감마 카메라(Gamma Camera), X-선 검출기, PET(Positron Emission Tomography) 검출기 중 하나를 포함할 수 있고, 출력되는 방사선 검출신호는 가우시안(Gaussian) 신호 또는 세미 가우시안(Semi-Gaussian) 신호 형태로 출력될 수 있다.
- [36] 이때, SPECT 검출기는 단일광자 방사선 단층 촬영하는 검출기로서, 대상체 또는 인체 내 단일광자를 방출하는 방사성 동위원소를 주입한 후, 이들의 분포를 단층 영상화하여 대상체의 생화학적 변화나 기능상의 문제를 평가할 수 있다.
- [37] 또한, 감마 카메라는 대상체 또는 인체 내 주입된 방사성 추적자를 검파하여

대상체 또는 인체 내 내장의 형상을 기록하는 카메라로서, 방사성 동위원소를 표시한 장기 친화성 물질을 환자에게 투여하면 해당 장기의 특이적으로 분포를 확인할 수 있다.

- [38] PET 검출기는 양전자 방출 단층 촬영장치로서, 대상체 또는 인체 내 양전자를 방출하는 방사성 의약품을 정맥주사 또는 흡입으로 주입시킨 후, 대상체 또는 인체 내 양전자방출 방사성 동위원소에서 양전자방출 후 소멸반응에 의해 180도 방향으로 방출된 0.511 MeV 에너지를 갖는 두 개의 감마선을 검출하여 영상을 구성한다.
- [39] 아날로그 신호처리부(140)는 신호 검출기(120)로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호와, 외부로부터 미리 설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압을 각각 입력받아, 입력받은 방사선 검출신호와, 복수 개의 서로 다른 문턱전압에 따른 신호를 각각 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 출력한다. 이러한 아날로그 신호처리부(140)는 증폭기(142), 신호합성부(미도시) 및 복수 개의 비교기(143, 144, 145, 146)를 포함한다.
- [40] 증폭기(142)는 신호 검출기(120)로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아, 방사선 검출신호의 이득이 균일하도록 방사선 검출신호를 증폭한다.
- [41] 복수 개의 비교기(143, 144, 145, 146)는 합성된 방사선 검출신호와, 서로 다른 값을 갖도록 기설정된 복수 개의 문턱전압값을 입력받아, 방사선 검출신호와 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 각각 출력한다.
- [42] 디지털 신호처리부(160)는 아날로그 신호처리부(140) 내 비교기(143, 144, 145, 146)로부터 복수 개의 비교신호를 각각 입력받고, 입력받은 비교신호에 응답하여 대상체로부터 검출되거나, 대상체로부터 투과된 방사선에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 반응 시간 정보 및 반응 위치 정보를 획득한다. 특히 이러한 디지털 신호처리부(160)는 FPGA(Field Programmable Gate Array)로 이루어질 수 있는데, 아날로그 신호처리부(140)로부터 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받고, 입력받은 복수 개의 비교신호에 응답하여 내부에서 동작 중인 카운터(162)의 카운터 값을 저장한 후, 저장된 카운터 값을 이용하여 방사선의 반응 에너지 정보 및 반응 시간 정보를 연산한다.
- [43] 이러한 디지털 신호처리부(160)는 제1 정보 획득모듈(163), 제2 정보 획득모듈(164) 및 제3 정보 획득모듈(165)을 포함한다.
- [44] 제1 정보 획득모듈(163)은 저장된 카운터 값의 폭을 적분하여 반응 에너지 정보를 획득한다.
- [45] 제2 정보 획득모듈(164)은 카운터(162)로부터 출력되는 카운터 값의 출력시간을 반응시간 정보로서 획득한다.
- [46] 제3 정보 획득모듈(165)은 복수 개의 비교기(143, 144, 145, 146)로부터 비교신호를 입력받은 FPGA의 입출력(I/O) 핀의 위치를 이용하여 방사선의 반응 위치 정보를 획득한다.

- [47] 이하, 도 2를 참조하여 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.
- [48] 도 2는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법의 순서도이다.
- [49] 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법은 먼저 신호 검출기(120)가 대상체 내부로 주입된 방사성 의약품으로부터 방출된 방사선 또는 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 체내 분포 또는 장기 내 분포를 나타내는 방사선 검출신호를 생성한 후 출력한다(S210).
- [50] 아날로그 신호처리(140)부가 신호 검출기(120)로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아 균일한 이득을 갖도록 방사선 검출신호를 증폭시킨다(S220).
- [51] 아날로그 신호처리부(140)가 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압값을 입력받아, 증폭된 방사선 검출신호와 상기 복수 개의 서로 다른 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 비교신호를 생성하여 출력한다(S230).
- [52] 이러한 비교신호를 생성하는 과정을 좀 더 자세히 살펴보면, 증폭기(142)가 신호 검출기(120)로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아, 방사선 검출신호의 이득이 균일하도록 방사선 검출신호를 증폭시킨다.
- [53] 이후, 복수 개의 비교기(143, 144, 145, 146)가 증폭된 방사선 검출신호 및 서로 다른 값으로 기설정된 복수 개의 문턱전압값을 입력받아, 증폭된 방사선 검출신호와 입력받은 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 각각 비교하여 복수 개의 비교신호를 각각 출력한다.
- [54] 도 3은 비교기의 입출력 신호를 나타낸 도면이다.
- [55] 도 3에 도시된 바와 같이, 신호 검출기(120)로부터 수신한 광센서 출력 신호는 아날로그 신호처리부(140) 내 위치하는 증폭기(142)를 통해 증폭된다. 증폭된 신호는 아날로그 신호처리부(140) 내 서로 다른 문턱전압을 갖는 복수 개의 비교기(143, 144, 145, 146)를 각각 통과하여 비교 신호로 변환되며, 변환된 비교신호는 디지털 신호처리부(160)에 입력된다.
- [56] 본 발명에서는 4개의 비교기(143, 144, 145, 146)를 이용하여 4개의 서로 다른 비교신호를 출력하였으며, 이때, 사용자에게 의해 설정되는 비교기 수에 따라 문턱전압의 수는 변경이 가능하다.
- [57] 디지털 신호처리부(160)가 아날로그 신호처리부(140)로부터 출력된 복수 개의 비교신호를 복수 개의 입출력 포트(I/O pin)를 통해 각각 입력받고, 입력받은 비교신호에 기초하여 방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득한다(S240). 이러한 디지털 신호처리부(160)가 아날로그 신호처리부(140)로부터 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받고, 내부에서 동작 중인 카운터의 카운터 값을 입력받은 비교신호에 기초하여 저장한 후, 카운터 값에 기초하여 대상체로부터 검출된 방사선에 대한 반응

에너지 정보 및 반응 시간 정보를 연산한다.

[58] 이때, 디지털 신호처리부(160)가 FPGA로 이루어질 수 있는데, 특히, FPGA는 내부의 클럭 제너레이터(161)로부터 생성된 350 MHz 보다 작은 내부 클럭에 의해 동작되며, 각각의 비교기(143, 144, 145, 146)로부터 출력된 복수 개의 비교신호가 디지털 신호처리부(160)로 입력될 때, 내부 클럭에 의해 동작하는 카운터(162)의 카운터 값이 별도로 저장된다.

[59] 도 4는 내부 클럭에 응답하는 비교 신호를 나타낸 타이밍도이다.

[60] 도 4에 도시된 바와 같이, 가장 낮은 문턱전압이 설정된 제1 비교기(143)로부터 출력된 비교신호가 디지털 신호처리부(160)로 입력될 때, 가장 높은 카운터 값이 저장되고, 이와 반대로 가장 높은 문턱전압이 설정된 제4 비교기(146)로부터 출력된 비교신호가 디지털 신호처리부(160)로 입력될 때, 가장 낮은 카운터 값이 저장되는 것을 알 수 있다.

[61] 이처럼, 각각의 비교기 별로 서로 다른 비교신호가 출력되고, 출력된 각각의 비교신호에 따라 서로 다른 카운터 값이 저장되며, 이와 같이 저장된 카운터 값을 이용하여 대상체로부터 검출된 방사선에 대한 반응 에너지 정보 및 반응 시간 정보를 연산한다.

[62] 이하에서는 대상체로부터 검출된 방사선에 대한 반응 에너지 정보, 및 반응 시간 정보의 연산과정에 대하여 자세히 살펴보면 다음과 같다.

[63] 먼저, 방사선의 반응 에너지 정보는 저장된 카운터 값의 폭을 적분하여 연산될 수 있다.

[64] 또한, 반응 시간 정보는 코스 타임 스탬프, 타임위크 보정값 및 대상체로 주입된 방사선의 에너지량에 기초하여 연산될 수 있다.

[65] 이에 더하여, 방사선의 반응 위치 정보는 상기 비교신호를 각각 입력받은 FPGA의 입출력(I/O) 핀의 위치를 이용하여 방사선의 반응 위치 정보를 획득한다.

[66] 도 5는 FPGA의 핀 설정의 예를 나타낸 도면이다.

[67] 도 5에 도시된 바와 같이, 아날로그 신호처리부(140) 내 위치하는 4개의 비교기(143, 144, 145, 146)로부터 제1 내지 제4 비교신호가 출력된다. 출력된 제1 비교신호는 디지털 신호처리부(160)의 제1 입출력 포트(FCOMP-OUT1)로 입력되고, 제2 비교신호는 디지털 신호처리부(160)의 제2 입출력 포트(FCOMP-OUT2)로 입력되며, 제3 비교신호는 디지털 신호처리부(160)의 제3 입출력 포트(FCOMP-OUT3)로 입력되고, 제4 비교신호는 디지털 신호처리부(160)의 제4 입출력 포트(FCOMP-OUT4)로 입력된다. 이때, 제1 내지 제4 비교신호를 입력받는 디지털 신호처리부(160)의 입출력 포트는 미리 설정된 핀의 위치를 통해 입력되는 제1 내지 제4 비교신호들의 방사선의 반응 위치를 확인할 수 있다.

[68] 또한, 상술한 아날로그 신호처리 과정에서, 배타적 논리연산기를 이용하여 사용하는 출력채널 수를 감소시킬 수 있다.

- [69] 도 6은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템의 개념도이다.
- [70] 도 6을 통해 도시된 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템은 앞서 도 1을 통해 설명한 시스템 구성과 매우 유사하며, 이하에서는 상술한 시스템 구성과 차이점을 갖는 구성에 대해서 주로 설명하도록 한다.
- [71] 도 6에 도시된 바와 같이, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템(200)은 신호 검출기(미도시), 아날로그 신호처리부(240) 및 디지털 신호처리부(260)를 포함한다. 이때, 신호 검출기 및 디지털 신호처리부(260)는 앞서 도 1을 통해 상술한 구성과 동일하므로, 이에 대한 자세히 설명은 생략하도록 한다.
- [72] 아날로그 신호처리부(240)는 복수 개의 증폭기(242a, 242b, 242c, 242d), 복수 개의 비교기를 포함하는 복수 개의 비교기 블록(243a, 243b, 243c, 243d) 및 배타적 논리합 연산기(244)를 포함한다.
- [73] 복수 개의 증폭기(242a, 242b, 242c, 242d)는 신호 검출기를 통해 검출된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아, 방사선 검출신호의 이득이 균일하도록 입력받은 방사선 검출신호를 증폭시킨다.
- [74] 하나의 비교기 블록 내에 포함된 복수 개의 제1 내지 제4 비교기가 입력받은 증폭신호와, 서로 다른 값을 갖도록 설정되어 입력받은 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하고, 복수 개의 비교신호를 각각 생성하여 출력한다.
- [75] 배타적 논리합 연산기(244)는 하나의 비교기 블록 내 제1 내지 제4 비교기로부터 각각 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받아, 입력받은 복수 개의 비교신호간에 배타적 논리합(eXclusive OR)을 각각 연산하여 XOR 출력 신호를 출력하고, 출력한 XOR 출력 신호를 디지털 신호처리부(260)로 전달한다.
- [76] 이때, 배타적 논리합 연산기(244)는 비교기 블록별로 출력된 신호간에 배타적 논리합 연산을 수행하게 된다. 즉, 도 6에 도시된 바와 같이, 하나의 증폭 신호에 대하여 총 4개의 서로 다른 문턱전압값을 갖는 4개의 비교기가 각각 비교하므로, 하나의 비교기 블록 내 포함된 4개의 비교기가 4개의 비교 신호를 출력하고, 이와 같이 출력된 4개의 비교신호에 대하여 배타적 논리합 연산기가 배타적 논리합 연산을 수행하여 총 1개의 XOR 출력신호를 생성하여 출력한다. 결국, 배타적 논리합 연산기(244)는 비교기 블록 당 하나씩의 XOR 출력신호를 생성하여 출력한다.
- [77] 따라서, 총 4개의 비교기 블록이 각각 4개씩의 비교기를 포함한다고 가정한 경우, 총 16개의 출력신호가 생성되지만, 상기 배타적 논리합 연산기를 이용하는 경우, 비교기 블록 당 하나의 출력신호만을 생성하여 총 4개의 출력신호가 생성되는 바, 결국 의료 영상기기에서 사용되는 출력 채널의 수를 1/4로 크게 줄일 수 있다.
- [78] 이러한 아날로그 신호처리부 내 처리되는 신호들은 도 7에 도시된 타이밍도를

통해 신호들간 관계를 확인할 수 있다.

- [79] 이후, 디지털 신호처리부(260)가 배타적 논리합 연산기를 통해 출력된 XOR 출력신호를 입력받고, 이에 대하여 XOR 출력신호를 처음 입력받은 시간을 대상체 내 방사선이 검출된 시간으로 판단한다.
- [80] 또한, 디지털 신호처리부(260)가 XOR 출력신호의 처음 하이(high) 상태부터 두 번째 하이 상태까지의 신호를 측정된 후, 분석하여 대상체 내 방사선 검출 에너지량을 측정할 수 있다.
- [81] 이와 같이, 아날로그 신호처리부(240) 내 구비되는 배타적 논리합 연산기(244)를 통해 의료 영상기기에서 실제로 사용되는 출력채널 수를 크게 줄임으로써, 데이터 획득을 위한 처리 시간을 크게 단축시킬 수 있는 효과가 있다.
- [82] 또한, 이러한 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 컴퓨터로 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록매체에 저장될 수 있다. 이때, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 장치의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, DVD±ROM, DVD-RAM, 자기 테이프, 플로피 디스크, 하드 디스크(hard disk), 광데이터 저장장치 등이 있다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 장치에 분산되어 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.
- [83] 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 서로 다른 값으로 설정된 복수 개의 문턱전압이 비교기로 인가되고, 이를 통해 신호 검출기로부터 출력된 신호를 분리한 후, 분리된 신호에 기초하여 방사선 검출에 대한 에너지, 시간, 위치 등의 정보를 용이하게 파악할 수 있는 효과가 있다.
- [84] 또한 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 비교기에 인가되는 복수 개의 서로 다른 문턱전압을 통해 신호 검출기의 출력신호를 분리함으로써, ADC 또는 TDC를 사용하여 방사선 검출에 대한 에너지, 시간, 위치 등의 정보를 파악해야 하는 종래 기술에 비하여 신호 처리 시스템의 크기 및 비용이 증가하는 것을 방지할 수 있는 효과가 있다.
- [85] 더불어, 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 아날로그 신호처리부 내 비교기로부터 출력되는 복수 개의 비교 신호간에 배타적 논리합 연산을 수행함으로써, 의료 영상기기에서 사용되는 출력채널 수를 크게 줄임으로써, 데이터 획득을 위한 처리 시간을 크게 단축시킬 수 있는 효과가 있다.
- [86] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되는 것이 아니고 본 발명의 기술 사상 범위 내에서 여러 가지로 변형하여 실시하는 것이 가능하고 이 또한 첨부된 특허청구범위에 속하는 것은

당연하다.

산업상 이용가능성

- [87] 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 ADC 또는 TDC를 사용하여 방사선 검출에 대한 에너지, 시간, 위치 등의 정보를 파악해야 하는 종래 기술에 비하여 신호 처리 시스템의 크기 및 비용이 증가하는 것을 방지할 수 있다.
- [88] 더불어, 본 발명의 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템 및 방법은 의료 영상기기에서 사용되는 출력채널 수를 크게 줄임으로써, 데이터 획득을 위한 처리 시간을 크게 단축시킬 수 있다.

청구범위

- [청구항 1] 대상체 내부로 주입된 방사성 의약품으로부터 방출된 방사선 또는 상기 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 방사선 검출신호를 생성하여 출력하는 신호 검출기;
상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호와 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압을 입력받아 입력받은 방사선 검출신호와 복수 개의 서로 다른 문턱전압에 따른 신호와 각각 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 출력하는 아날로그 신호처리부; 및
상기 비교신호를 입력받고, 입력받은 상기 비교신호에 응답하여 상기 대상체 내 방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 디지털 신호처리부를 포함하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.
- [청구항 2] 제 1항에 있어서, 상기 신호 검출기는
SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography) 검출기, 감마 카메라(Gamma Camera), X-선 검출기, PET(Positron Emission Tomography) 검출기 중 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.
- [청구항 3] 제 1항에 있어서, 상기 아날로그 신호처리부는
상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아, 상기 방사선 검출신호의 이득이 균일하도록 상기 방사선 검출신호를 증폭시키는 증폭기; 및
증폭된 복수 개의 상기 방사선 검출신호 및 서로 다른 값을 갖도록 기설정된 복수 개의 문턱전압값을 입력받아, 상기 방사선 검출신호와 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 복수 개의 비교신호를 생성하여 출력하는 복수 개의 비교기를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.
- [청구항 4] 제 3항에 있어서, 상기 아날로그 신호처리부는
상기 복수 개의 비교기로부터 출력된 복수 개의 비교 신호를 각각 입력받아, 입력받은 복수 개의 비교 신호간에 배타적 논리합(eXclusive OR)연산을 수행하여 연산결과를 출력하는 배타적 논리합 연산기를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.
- [청구항 5] 제 1항에 있어서, 상기 디지털 신호처리부는
상기 아날로그 신호처리부로부터 복수 개의 출력신호를 입력받고, 입력받은 복수 개의 출력신호에 응답하여 내부에서 구동 중인 카운터로부터 출력되는 카운터 값을 저장한 후, 저장된 카운터 값에

기초하여 방사선의 반응 에너지 정보 및 반응 시간 정보를 연산하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.

[청구항 6] 제 5항에 있어서, 상기 디지털 신호처리부는
상기 카운터 값의 폭을 적분하여 반응 에너지 정보를 획득하는 제1 정보 획득모듈; 및
상기 카운터로부터 출력되는 카운터 값의 출력시간을 반응 시간 정보로서 획득하는 제2 정보획득모듈을 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.

[청구항 7] 제 5항에 있어서, 상기 디지털 신호처리부는
FPGA(Field Programmable Gate Array)로 이루어지는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.

[청구항 8] 제 7항에 있어서, 상기 디지털 신호처리부는
상기 비교신호를 입력받은 상기 FPGA의 입출력(I/O) 핀의 위치에 기초하여 방사선의 반응 위치 정보를 획득하는 제3 정보 획득 모듈을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 시스템.

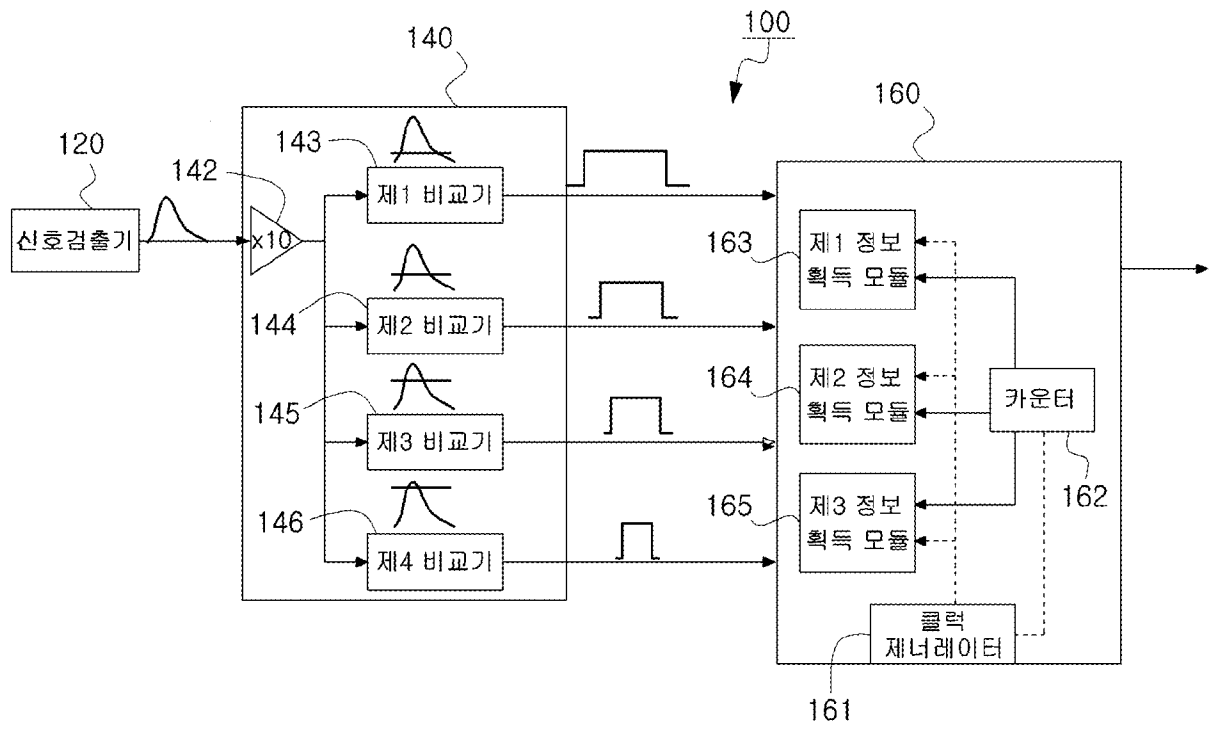
[청구항 9] 신호 검출기가 대상체 내부로 주입된 방사성 의약품으로부터 방출된 방사선 또는 상기 대상체로 조사되어 투과된 방사선을 검출하여 방사선 검출신호를 생성한 후 출력하는 단계;
아날로그 신호처리부가 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아, 균일한 이득을 가지도록 상기 방사선 검출신호를 증폭시키는 단계;
상기 아날로그 신호처리부가 기설정된 복수 개의 서로 다른 문턱전압값을 입력받아 증폭된 상기 방사선 검출신호와 상기 복수 개의 서로 다른 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 비교신호를 생성하여 출력하는 단계; 및
디지털 신호처리부가 상기 아날로그 신호처리부로부터 출력된 상기 비교신호를 입력받고, 입력받은 상기 비교신호에 응답하여 방사선 검출에 대한 세부 정보를 나타내는 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계를 포함하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법.

[청구항 10] 제 9항에 있어서,
상기 아날로그 신호처리부가 방사선 검출신호와 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 비교하여 비교신호를 생성하는 단계는
증폭기가 상기 신호 검출기로부터 출력된 각 채널별 방사선 검출신호를 입력받아, 상기 방사선 검출신호의 이득이 균일하도록 상기 방사선 검출신호를 증폭시키는 과정; 및

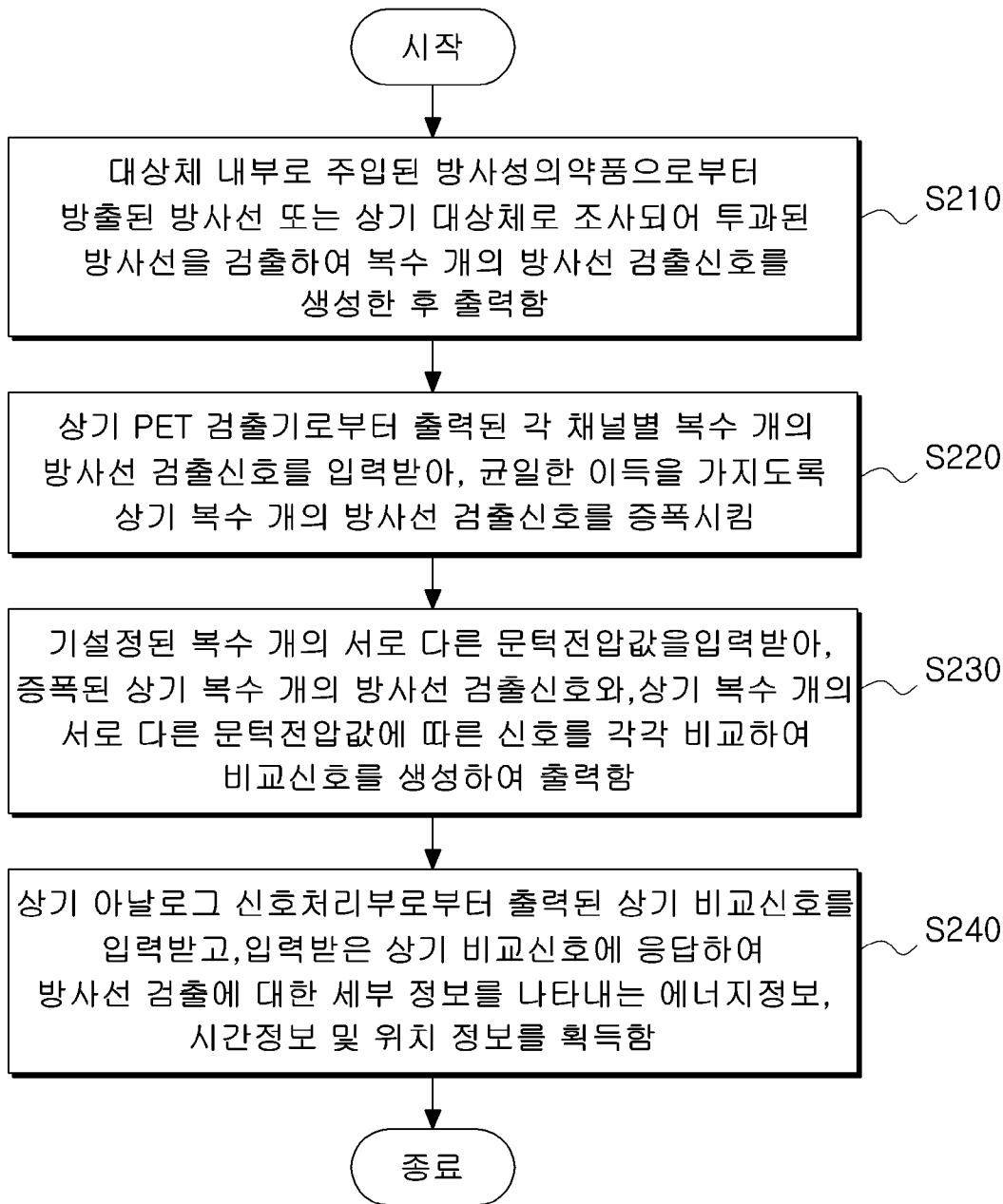
복수 개의 비교기가 증폭된 복수 개의 상기 방사선 검출신호 및 기설정된 복수 개의 문턱전압값을 입력받아, 증폭된 상기 방사선 검출신호와 입력받은 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 상호 비교하여 복수 개의 비교신호를 출력하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법.

- [청구항 11] 제 10항에 있어서,
상기 아날로그 신호처리부가 방사선 검출신호와 복수 개의 문턱전압값에 따른 신호를 비교하여 비교신호를 생성하는 단계는
배타적 논리합 연산기가 상기 복수 개의 비교기로부터 각각 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받아, 입력받은 복수 개의 비교신호간에 배타적 논리합 연산을 수행하고, 그 연산결과를 출력하는 과정을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법.
- [청구항 12] 제 9항에 있어서,
상기 디지털 신호처리부가 방사선 검출에 대한 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계는
상기 아날로그 신호처리부로부터 출력된 복수 개의 비교신호를 입력받고, 입력받은 비교신호에 응답하여 내부에서 구동 중인 카운터로부터 출력되는 카운터 값을 저장한 후, 상기 카운터 값에 기초하여 상기 대상체 내 방사선 검출에 대한 반응 에너지 정보 및 반응 시간 정보를 연산하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법.
- [청구항 13] 제 12항에 있어서,
상기 디지털 신호처리부가 방사선 검출에 대한 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계는
상기 카운터 값의 폭을 적분하여 반응 에너지 정보를 획득하는 과정; 및 내부에서 구동 중인 카운터로부터 출력되는 상기 카운터 값의 출력시간을 반응 시간 정보로서 획득하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법.
- [청구항 14] 제 13항에 있어서,
상기 디지털 신호처리부가 방사선 검출에 대한 에너지 정보, 시간 정보 및 위치 정보를 획득하는 단계는
상기 비교신호를 입력받은 FPGA의 입출력(I/O) 핀의 위치에 기초하여 방사선의 반응 위치 정보를 획득하는 과정을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 문턱전압을 이용한 의료 영상기기의 신호처리 방법.
- [청구항 15] 제 9항 내지 제 14항 중 어느 한 항에 따른 방법을 컴퓨터로 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록매체.

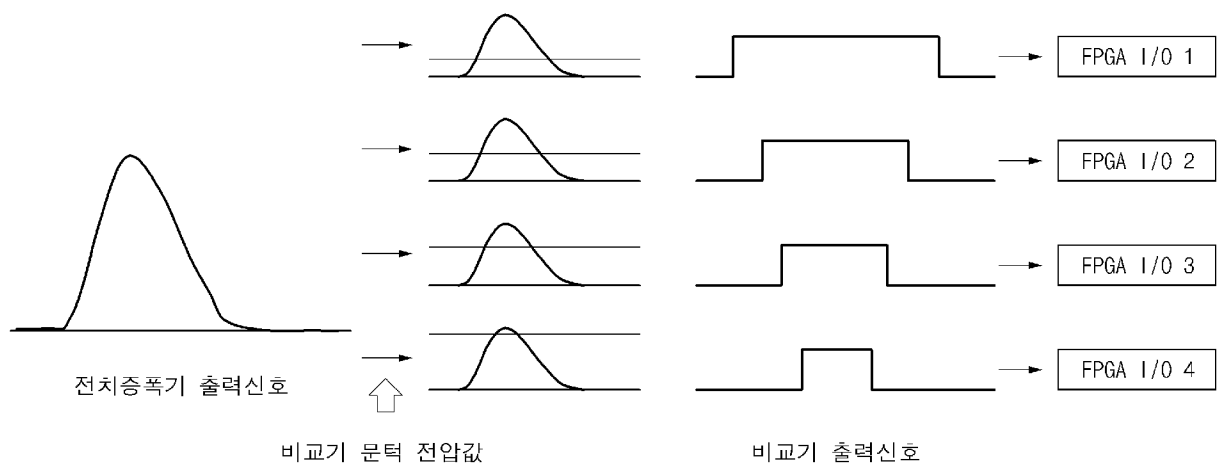
[도1]



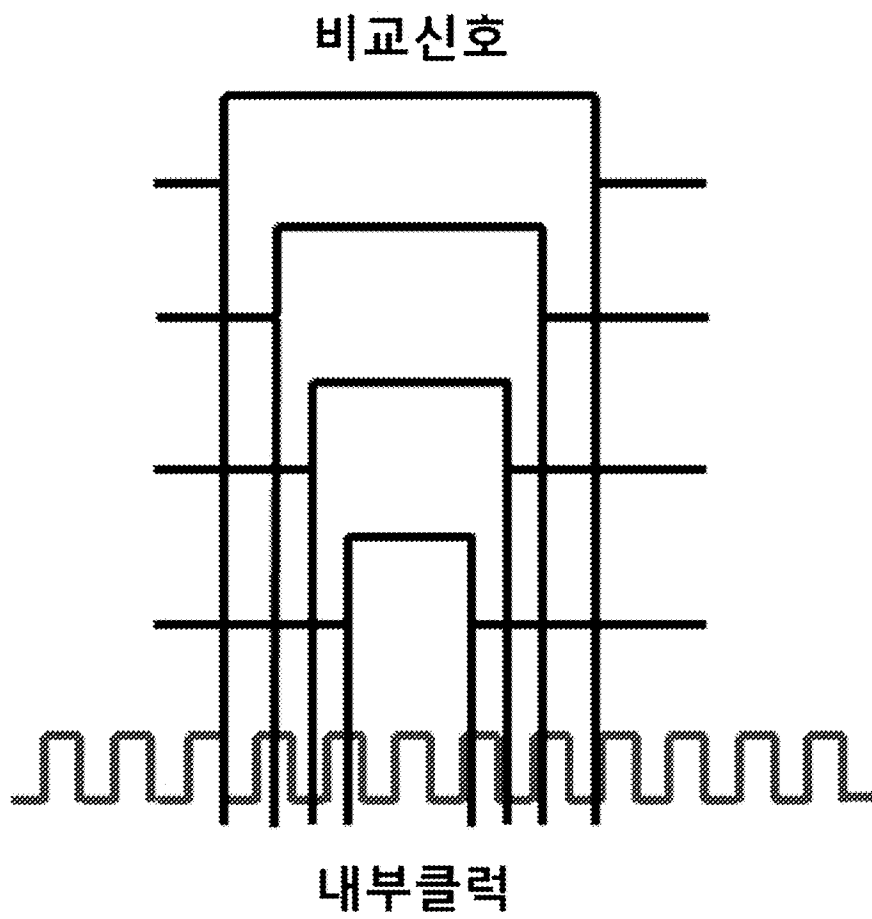
[도2]



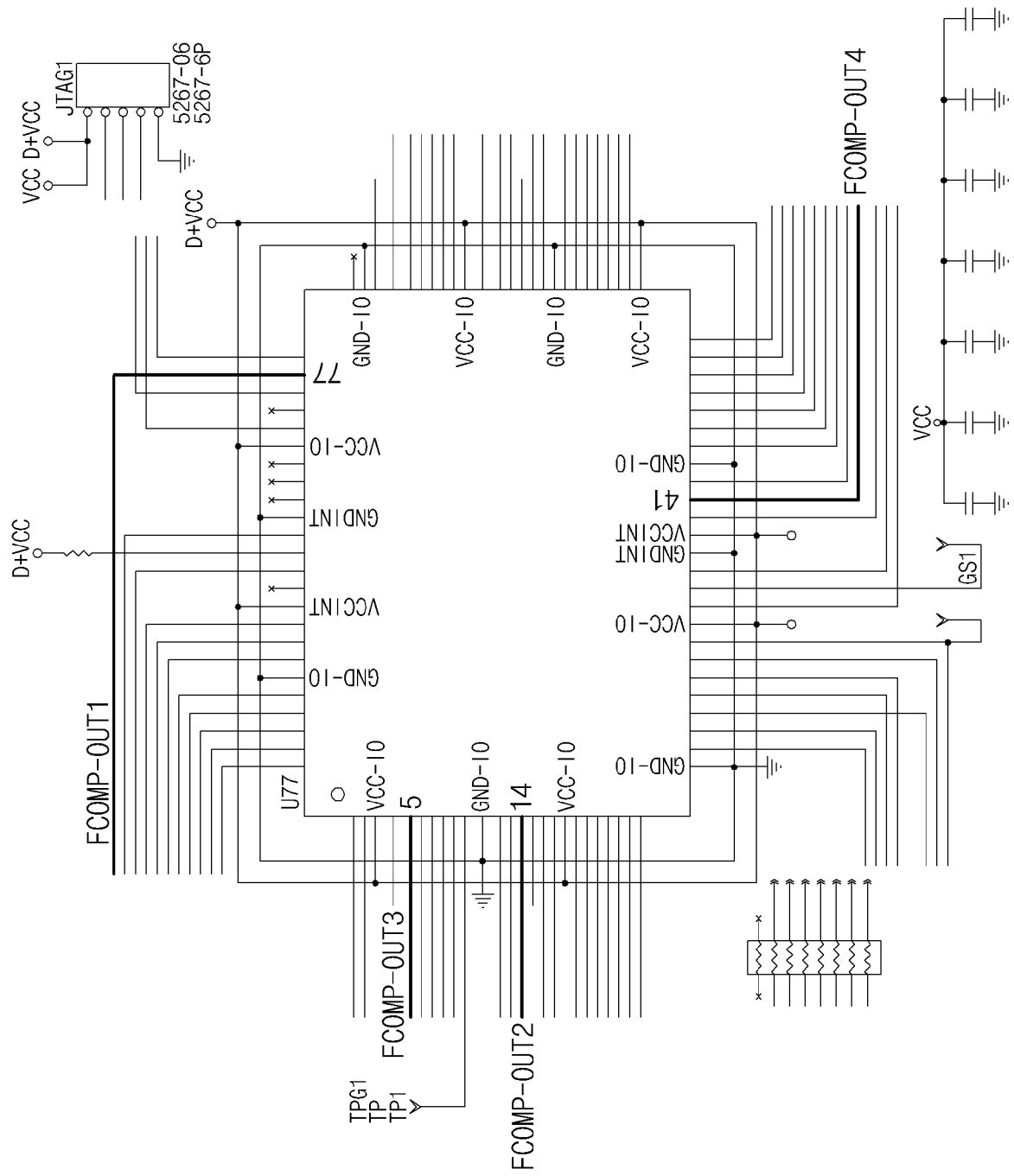
[도3]



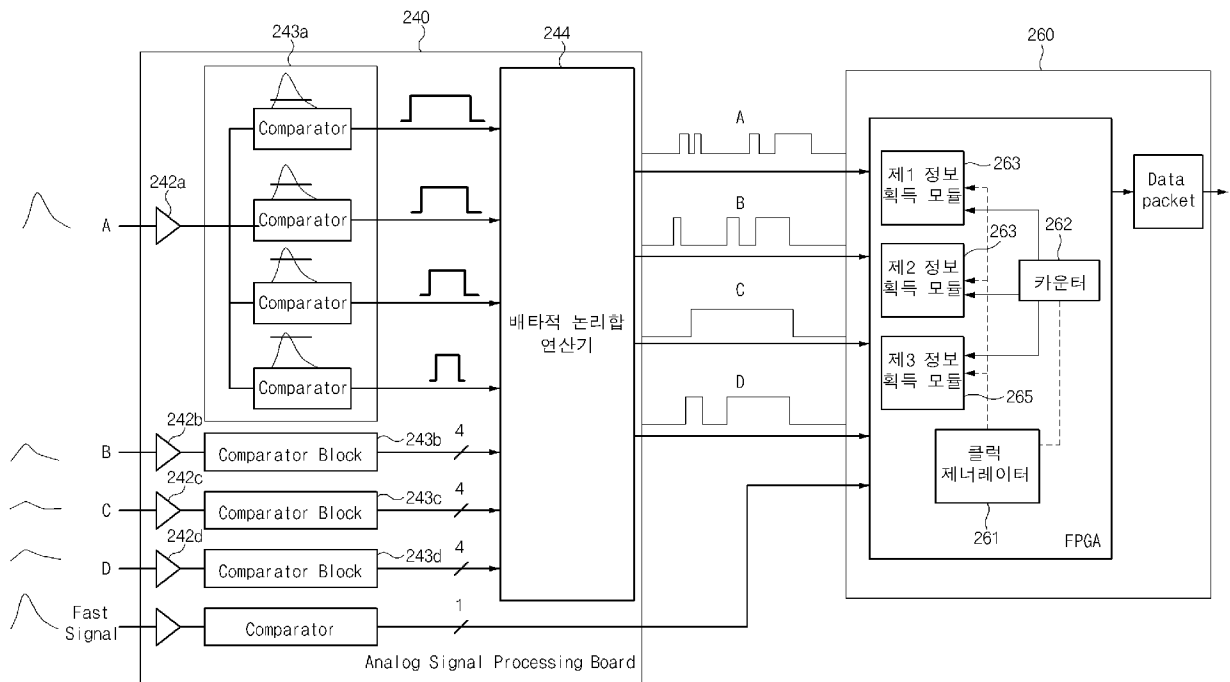
[도4]



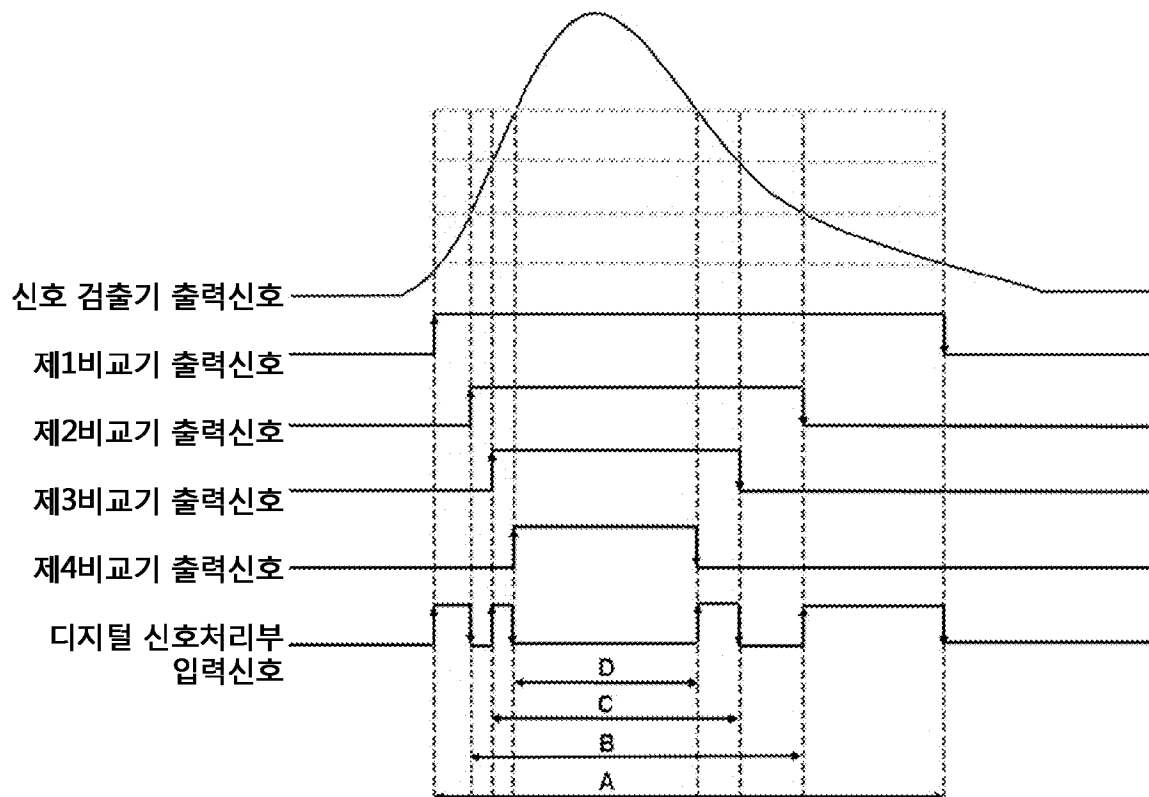
[도5]



[도6]



[도7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2015/009994**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER*****A61B 6/00(2006.01)i, G01T 1/161(2006.01)i, A61B 5/055(2006.01)i***

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 6/00; G01T 1/161; H03H 11/26; G01T 1/24; H01L 27/14; A61B 5/055

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: threshold voltage, PET, FPGA, energy, time, location

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	K. B. Kim et al., "A Data Acquisition System for PET Using Multi Voltage Threshold Method", IEEE 2013 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference 01 November 2013, <URL: http://www.nss-mic.org/2013/program/ListProgramDB.asp?session=M16 >, See M16-35 abstract.	1-3,5-8,15
Y		4
Y	JP 2010-078338 A (TOSHIBA CORP.) 08 April 2010 See abstract, paragraph [0058] and figures 7, 9.	4
A	US 2011-0121191 A1 (KAPPLER, Steffen et al.) 26 May 2011 See abstract, paragraphs [0070]-[0092] and figures 1-8.	1-8,15
A	JP 2003-270350 A (HITACHI LTD.) 25 September 2003 See abstract, paragraphs [0025]-[0046] and figures 4-7.	1-8,15
A	US 2012-0104268 A1 (BURR, Kent et al.) 03 May 2012 See abstract, paragraphs [0027]-[0034] and figure 1.	1-8,15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 JANUARY 2016 (28.01.2016)

Date of mailing of the international search report

28 JANUARY 2016 (28.01.2016)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2015/009994

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: **9-14**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 9-14 pertain to a medical diagnostic method, and thus pertain to subject matter on which the International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2015/009994

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 2010-078338 A	08/04/2010	US 2011-0168909 A1 WO 2010-035671 A1	14/07/2011 01/04/2010
US 2011-0121191 A1	26/05/2011	CN 102135626 A CN 102135626 B DE 102009055807 A1 US 8450695 B2	27/07/2011 04/06/2014 09/06/2011 28/05/2013
JP 2003-270350 A	25/09/2003	JP 3790712 B2	28/06/2006
US 2012-0104268 A1	03/05/2012	CN 102551779 A CN 102551779 B JP 2013-085202 A US 8198597 B2	11/07/2012 18/02/2015 09/05/2013 12/06/2012

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 6/00(2006.01)i, G01T 1/161(2006.01)i, A61B 5/055(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 6/00; G01T 1/161; H03H 11/26; G01T 1/24; H01L 27/14; A61B 5/055

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 문턱 전압, PET, FPGA, 에너지, 시간, 위치

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	K. B. Kim 등, 'A Data Acquisition System for PET Using Multi Voltage Threshold Method', IEEE 2013 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference 2013.11.01, <URL: http://www.nss-mic.org/2013/program/ListProgramDB.asp?session=M16>, M16-35 요약 참조.	1-3,5-8,15
Y		4
Y	JP 2010-078338 A (TOSHIBA CORP.) 2010.04.08 요약, 문단번호 [0058] 및 도면 7,9 참조.	4
A	US 2011-0121191 A1 (STEFFEN KAPPLER 등) 2011.05.26 요약, 문단번호 [0070]-[0092] 및 도면 1-8 참조.	1-8,15
A	JP 2003-270350 A (HITACHI LTD.) 2003.09.25 요약, 문단번호 [0025]-[0046] 및 도면 4-7 참조.	1-8,15
A	US 2012-0104268 A1 (KENT BURR 등) 2012.05.03 요약, 문단번호 [0027]-[0034] 및 도면 1 참조.	1-8,15

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2016년 01월 28일 (28.01.2016)

국제조사보고서 발송일

2016년 01월 28일 (28.01.2016)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-472-7140

심사관

장기정

전화번호 +82-42-481-8364



제2기재란 일부 청구항을 조사할 수 없는 경우의 의견(첫 번째 용지의 2의 계속)

PCT 제17조(2)(a)의 규정에 따라 다음과 같은 이유로 일부 청구항에 대하여 본 국제조사보고서가 작성되지 아니하였습니다.

1. ☒ 청구항: 9-14
이 청구항은 본 기관이 조사할 필요가 없는 대상에 관련됩니다. 즉,
청구항 9 내지 14항은 의료 진단 방법에 관한 것이므로 PCT 조약 제17조(2)(a)(i) 및 PCT 규칙 39.1(iv)의 규정에 의하여 국제조사기관이 국제 조사할 의무가 없는 대상에 해당됩니다.
2. ☐ 청구항:
이 청구항은 유효한 국제조사를 수행할 수 없을 정도로 소정의 요건을 충족하지 아니하는 국제출원의 부분과 관련됩니다. 구체적으로는,
3. ☐ 청구항:
이 청구항은 종속청구항이나 PCT규칙 6.4(a)의 두 번째 및 세 번째 문장의 규정에 따라 작성되어 있지 않습니다.

제3기재란 발명의 단일성이 결여된 경우의 의견(첫 번째 용지의 3의 계속)

본 국제조사기관은 본 국제출원에 다음과 같이 다수의 발명이 있다고 봅니다.

1. ☐ 출원인이 모든 추가수수료를 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 모든 조사 가능한 청구항을 대상으로 합니다.
2. ☐ 추가수수료 납부를 요구하지 않고도 모든 조사 가능한 청구항을 조사할 수 있었으므로, 본 기관은 추가수수료 납부를 요구하지 아니하였습니다.
3. ☐ 출원인이 추가수수료의 일부만을 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 수수료가 납부된 청구항만을 대상으로 합니다. 구체적인 청구항은 아래와 같습니다.
4. ☐ 출원인이 기간 내에 추가수수료를 납부하지 아니하였습니다. 따라서 본 국제조사보고서는 청구범위에 처음 기재된 발명에 한정되어 있으며, 해당 청구항은 아래와 같습니다.

이의신청에
관한 기재

- ☐ 출원인의 이의신청 및 이의신청료 납부(해당하는 경우)와 함께 추가수수료가 납부되었습니다.
- ☐ 출원인의 이의신청과 함께 추가수수료가 납부되었으나 이의신청료가 보정요구서에 명시된 기간 내에 납부되지 아니하였습니다.
- ☐ 이의신청 없이 추가수수료가 납부되었습니다.

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
JP 2010-078338 A	2010/04/08	US 2011-0168909 A1 WO 2010-035671 A1	2011/07/14 2010/04/01
US 2011-0121191 A1	2011/05/26	CN 102135626 A CN 102135626 B DE 102009055807 A1 US 8450695 B2	2011/07/27 2014/06/04 2011/06/09 2013/05/28
JP 2003-270350 A	2003/09/25	JP 3790712 B2	2006/06/28
US 2012-0104268 A1	2012/05/03	CN 102551779 A CN 102551779 B JP 2013-085202 A US 8198597 B2	2012/07/11 2015/02/18 2013/05/09 2012/06/12