

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2013년 11월 21일 (21.11.2013)



(10) 국제공개번호
WO 2013/172527 A1

- (51) 국제특허분류:
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2012/011301
- (22) 국제출원일: 2012년 12월 21일 (21.12.2012)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2012-0051049 2012년 5월 14일 (14.05.2012) KR
- (71) 출원인: 서강대학교산학협력단 (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION SOGANG UNIVERSITY) [KR/KR]; 121-742 서울시 마포구 백범로 35, Seoul (KR). 한국보건산업진흥원 (KOREA HEALTH INDUSTRY DEVELOPMENT INSTITUTE) [KR/KR]; 363-951 충청북도 청원군 오송읍 오송생명 2로 187, Chungcheongbuk-do (KR).
- (72) 발명자: 최용 (CHOI, Yong); 138-220 서울시 송파구 잠실동 리젠스아파트 254-1701, Seoul (KR). 김상수 (KIM, Sangsu); 132-021 서울시 도봉구 방학1동 671-12번지 501호, Seoul (KR).
- (74) 대리인: 특허법인 태평양 (BAE, KIM & LEE IP GROUP); 137-858 서울시 서초구 서초2동 1329-7 신덕빌딩 11층, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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.

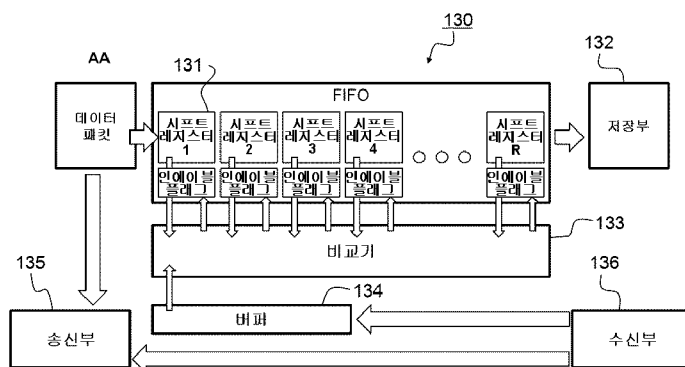
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE,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

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) Title: COINCIDENCE CIRCUIT USING SHIFT REGISTER, AND PET DATA ACQUISITION SYSTEM, RADIATION COUNTING SYSTEM AND MEDICAL DIAGNOSTIC DEVICE COMPRISING SAME

(54) 발명의 명칭: 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기



- 131 ... Shift register 1 Enable flag
Shift register 2 Enable flag
Shift register 3 Enable flag
Shift register 4 Enable flag
Shift register R Enable flag
- 132 ... Storage unit
- 133 ... Comparator
- 134 ... Buffer
- 135 ... Sending unit
- 136 ... Receive unit
- AA ... Data packet

(57) Abstract: The present invention relates to a coincidence circuit using a shift register, and to a PET data acquisition system, a radiation counting system and a medical diagnostic device comprising same. Because of this arrangement, the coincidence circuit using a shift register of the present invention and the PET data acquisition system, radiation counting system and medical diagnostic device comprising same have the advantage of being able to use the simultaneous detection of data packets to reduce the phenomenon of bottlenecking of data packets that occurs during transmission and storage.

(57) 요약서: 본 발명은 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기에 관한 것이다. 이러한 구성에 의해, 본 발명의 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기는 전송 및 저장 시 발생하는 데이터 패킷의 병목현상을 데이터 패킷의 동시검출을 통해 감소시킬 수 있는 효과가 있다.

명세서

발명의 명칭: 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기

기술분야

- [1] 본 발명은 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기에 관한 것으로, 특히 데이터 패킷의 전송 및 저장 시 발생하는 병목현상을 감소시킬 수 있는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 일반적으로 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography: PET, 이하, PET라고 한다.) 장치는 인체의 특정기관 또는 종양의 이미지를 생성하는데 사용되거나, 신진 대사가 일어나는 활동부위의 생화학적 현상을 진단하기 위한 이미지를 생성하는데 사용된다. 이러한 PET장치는 양전자 방출핵종으로 표지된 방사성의약품을 인체 내에 투여한 후, 체외로 방출되는 감마선을 검출하여 방사성의약품의 분포를 단층영상으로 만들어 출력하는 핵의학 영상진단기기이다. 이때, 상기 방사성의약품에 주로 사용되는 C-11, N-13, O-15, F-18 등과 같은 방사성 동위원소는 안정된 동위원소로 붕괴하면서 양전자를 방출하게 된다. 이때, 방출된 양전자는 질량과 전기량이 전자와 같지만 양의 전하를 가지고 있는 입자로서, 주변의 전자와 충돌하거나, 쌍소멸하여 감마선을 180도의 각도로 방출한다. 따라서, PET 장치의 검출기가 양방향으로 검출된 감마선을 동시에 검출하여 방사성의약품의 분포를 추적한다.
- [3] 현재 임상에서 주로 사용되고 있는 단층촬영진단기기 중 CT(Computed Tomography: 전산화단층촬영) 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging: 자기공명영상)의 경우에는 높은 해상력을 갖는 해부학적 영상을 제공할 수 있으나, 생화학적 정보는 획득하기가 어렵다. 이와 반면에, PET장치는 CT 또는 MRI와 같이, 해부학적 영상을 제공할 수는 없으나, 다양한 방사성의약품을 사용하여 분자수준의 생화학적 정보를 획득할 수 있기 때문에, 체내 대사, 암질환, 알츠하이머병, 파킨슨병 등의 진단에 널리 사용되고 있는 추세이다.
- [4] 특히, 이러한 PET장치는 전송 및 저장되는 데이터양을 감소시키기 위해, 동시계수기를 구현하고 있다. 이러한 동시계수기는 두 개 이상의 감마선이 특정 시간 윈도우(CTW: Coincidence Time Window) 내 동시에 들어오는 경우, 이를 검출하여 계수하거나, 동시 검출 데이터를 생성한다.
- [5] 이러한 동시계수기는 크게 AND 게이트를 이용하는 동시계수기와, 타임스탬프를 이용하는 동시계수기로 나누어진다.

- [6] 먼저, AND 게이트를 이용하는 동시계수기는 검출기를 통해 검출된 감마선신호를 AND 게이트로 통과시켜 동시에 신호가 입력되는 경우를 검색한다. 이러한 방법은 구현이 간단하고, 실시간으로 처리가 가능하기 때문에 유용하나, 검출기의 출력 채널의 수가 많아질수록 내부 연결이 복잡해지고, 개별 논리 게이트 소자의 성능차이로 인하여 PET 장치의 시간 분해능이 저하됨에 따라 각각의 채널 별로 최적화 작업을 별도로 수행해야 하는 문제점이 발생했다.
- [7] 이와 달리, 타임스탬프를 이용하는 동시계수기는 감마선의 검출시간을 디지털 데이터 패킷으로 생성하여 논리 회로를 통해 동시 검출 여부를 탐색한다. 이러한 타임스탬프를 이용하는 동시계수기는 감마선 검출 시간을 결정하고, 감마선 정보를 데이터 패킷으로 생성하는 이벤트 감지 섹션과, 서로 다른 데이터 패킷을 정렬하여 동시 여부를 판단하는 동시계수 섹션으로 나누어진다. 특히, 서로 다른 데이터 패킷의 동시 여부 판단과정은 다수 개의 디지털 논리 회로를 트리구조로 연결하여 데이터 패킷을 시간 순으로 정렬한 후, 마지막 단에서 감마선 검출 순으로 입력된 데이터의 시간정보를 앞뒤로 비교하여 서로 다른 데이터 패킷의 동시 여부를 판단한다. 하지만, 이러한 데이터 패킷의 동시 여부 판단과정은 모든 검출기 채널로부터 출력되는 모든 신호를 하나의 선로로 다중화해야 하기 때문에 신호에 대한 병목현상이 발생하고, 또한 정렬기를 포함하는 동시계수회로를 별도로 장착해야 하는 문제점이 발생했다.
- [8] 상술한 바와 같이, 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기를 살펴보면 다음과 같다.
- [9] 선행기술 1은 한국공개특허공보 제2011-0062622호(2011.06.10)로서, PET 장치 및 PET 장치의 신호 처리 방법에 관한 것이다. 이러한 선행기술 1은 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.
- [10] 또한, 선행기술 2는 한국등록특허공보 제0160088호(1999.02.18)로서, X-선 위치검출기의 동시성 선택회로에 관한 것이다. 이러한 선행기술 2는 1차원 MWPC(Multiwire Proportional Chamber)의 두 이웃하는 양극선(2)에서 발생한 신호(S1~S3)가 입력되는 판별기(D1~D3)의 출력단 각각에 단안정 진동자(21~23) 각각을 연결하고, 단안정 진동자(21)의 출력단에 앤드게이트(AD1)(AD2)의 입력단과 비동시성 계수기(30)를, 단안정 진동자(22)의 출력단에 앤드게이트(AD2)(AD3)의 입력단과 비동시성 계수기(31)를, 단안정 진동자(23)의 출력단에 앤드게이트(AD3)의 입력단과 비동시성 계수기(32)를 각각 연결하며, 상기 앤드게이트(AD1~AD3)의 출력단 각각에는 각각의 단안정

진동자(24~26)를 통해 동시성 계수기(27~29)각각을 연결한 구성으로 검출기체의 압력증가에 따라 동시성 시간기준이 늘어남에 따른 문제를 해결하고 회로의 구성이 간단하므로 부피와 비용이 감소하는 장점이 있으며, X-선 위치검출기의 위치분해능을 향상시켜 주는 효과가 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [11] 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해, 본 발명은 FPGA 상에서 전송되는 데이터 패킷을 통해 감마선 신호의 동시 여부를 용이하게 검출하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기를 제공하고자 한다.

과제 해결 수단

- [12] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 한 실시 예에 따른 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로는 제1 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제1 데이터 패킷을 획득하는 적어도 하나의 시프트 레지스터; 외부 데이터 획득보드로부터 제2 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제2 데이터 패킷을 수신하여 상기 시프트 레지스터로 전송하는 수신부; 상기 시프트 레지스터가 제2 데이터 패킷을 수신하기 전 까지, 상기 제1 데이터 패킷을 임시 저장하는 버퍼; 상기 제1 데이터 패킷과 제2 데이터 패킷을 상호 비교하여 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한지 여부를 판단하는 비교기; 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한 경우, 제1데이터 패킷을 저장하는 저장부; 상기 제2 데이터 패킷을 인접하여 배치되는 다른 외부 데이터 획득보드로 연속하여 전달하는 송신부를 포함한다.
- [13] 보다 바람직하게는, 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한 경우, 내부의 인에이블 플래그를 활성화시키는 시프트 레지스터를 포함할 수 있다.
- [14] 보다 바람직하게는, 상기 인에이블 플래그의 활성화 여부를 검사하여, 상기 인에이블 플래그가 활성화되는 경우, 상기 제1 데이터 패킷을 저장하는 저장부를 포함할 수 있다.
- [15] 특히, FIFO(First In First Out) 형태로 배치되는 시프트 레지스터를 포함할 수 있다.
- [16] 보다 바람직하게는 클럭 주기 마다 기설정된 시간 내 입력되는 데이터 패킷들에 대하여 감마선 신호의 동시 검출여부를 판단하는 비교기를 포함할 수 있다.
- [17] 보다 바람직하게는 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일하지 않는 경우, 제1 데이터 패킷을 삭제할 수 있다.
- [18] 특히, LMF(List Mode Format)형태로 이루어지는 데이터 패킷을 포함할 수 있다.
- [19] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 실시 예에 따른 PET 데이터

획득 시스템은 제1 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제1 데이터 패킷을 획득하는 적어도 하나의 시프트 레지스터, 외부 데이터 획득보드로부터 제2 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제2 데이터 패킷을 수신하여 상기 시프트 레지스터로 전송하는 수신부, 상기 시프트 레지스터가 제2 데이터 패킷을 수신하기 전 까지, 상기 제1 데이터 패킷을 임시 저장하는 버퍼, 상기 제1 데이터 패킷과 제2 데이터 패킷을 상호 비교하여 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한지 여부를 판단하는 비교기, 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한 경우, 제1 데이터 패킷을 저장하는 저장부, 상기 제2 데이터 패킷을 인접하여 배치되는 타 외부 데이터 획득보드로 연속하여 전달하는 송신부로 이루어지는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로를 포함하는 다수의 데이터 획득 보드를 포함하되, 상기 데이터 획득 보드는 동일한 방향성을 가지며, 직렬 통신을 수행하도록 원형상태로 배치되는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [20] 본 발명의 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기는 전송 및 저장 시 발생하는 데이터 패킷의 병목현상을 데이터 패킷의 동시검출을 통해 감소시킬 수 있는 효과가 있다.
- [21] 또한, 본 발명의 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기는 장치 구성의 추가 없이 FPGA 상에서 동시계수회로를 용이하게 구현함에 따라, 제조비용을 감소시키는 효과가 있다.
- [22] 이와 더불어, 본 발명의 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기는 감마선을 검출하는 검출기의 출력 채널 수가 증가하더라도 동시계수회로의 교체 또는 데이터 획득 보드의 업그레이드를 수행할 필요가 없어, 사용자의 편의를 향상시키는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [23] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로의 블록도이다.
- [24] 도 2는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 PET 데이터 획득 시스템의 블록도이다.
- [25] 도 3은 서로 다른 시간 윈도우를 갖는 동시계수회로의 데이터 감소율을 나타낸 그래프이다.
- [26] 도 4는 방사능농도에 따른 동시계수율을 나타낸 그래프이다.
- [27] 도 5는 본 발명의 동시계수회로를 이용하여 획득한 PET 영상을 나타낸 도면이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [28] 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.
- [29] 이하, 도 1을 참조하여, 본 발명의 일 실시 예에 따른 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로에 대하여 자세히 살펴보고도록 한다.
- [30] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로의 블록도이다.
- [31] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로(130)는 시프트 레지스터(131), 수신부(136), 버퍼(134), 비교기(133), 저장부(132) 및 송신부(135)를 포함한다.
- [32] 시프트 레지스터(131)는 데이터 획득 보드 내 검출기(미도시)를 통해 검출된 제1 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제1 데이터 패킷을 획득하고, 외부 데이터 획득 보드로부터 수신부(136)가 수신한 제2 데이터 패킷으로부터 제2 감마선 신호를 획득한다.
- [33] 이러한 시프트 레지스터(131)는 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한 경우에, 내부 인에이블 플래그를 활성화 즉, 상기 인에이블 플래그를 '1'로 표시한다.
- [34] 이때, 상기 시프트 레지스터(131)는 FIFO(First In First Out) 형태로 배치되도록 하여, 외부 데이터 획득 보드로부터 수신한 다수의 데이터 패킷을 수신한 순서에 따라 먼저 처리되도록 한다.
- [35] 수신부(136)는 외부 데이터 획득 보드로부터 제2 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제2 데이터 패킷을 수신하여 상기 시프트 레지스터(131)로 전송한다.
- [36] 버퍼(134)는 상기 시프트 레지스터(131)가 상기 외부 데이터 획득 보드로부터 상기 제2 데이터 패킷을 수신하기 전 까지, 상기 제1 데이터 패킷을 임시 저장한다. 즉, 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호에 대한 동시 검출 여부를 판단하기 위해, 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호간 비교시간이 동일해질 수 있도록 일정시간 지연을 위해 버퍼(134)에 임시저장하는 것이 바람직하다.
- [37] 비교기(133)는 상기 제1 데이터 패킷 및 제2 데이터 패킷으로부터 각각 획득한 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호를 상호 비교하여 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한지 여부를 판단한다. 이때, 비교기(133)는 FPGA(Field-Programmable Gate Array) 시스템의 클럭 주기마다 기설정된 시간 내 입력되는 데이터 패킷들에 대해서만 감마선 신호의 동시 검출여부를 판단하도록 한다.
- [38] 저장부(132)는 상기 비교기(133)가 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일하다고 판단한 경우, 제1 감마선 신호가 포함된 상기 제1 데이터 패킷을 저장한다.
- [39] 송신부(135)는 본 발명의 동시계수회로를 포함하는 데이터 획득 보드와

- 인접하여 배치되는 다른 외부 데이터 획득보드로 상기 제2 데이터 패킷을 전달하며, 단방향으로 연속하여 전달되도록 하는 것이 바람직하다.
- [40] 또는 상기 비교기(133)가 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일하지 않다고 판단하는 경우에는 상기 시프트 레지스터(131)가 상기 제1 데이터 패킷을 삭제한다.
- [41] 이때, 전송 및 저장되는 상기 제1 및 제2 데이터 패킷은 LMF(List Mode Format)형태로 이루어지는 것이 바람직하다.
- [42] 이하, 도 2를 참조하여, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 PET 데이터 획득 시스템에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.
- [43] 도 2는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 PET 데이터 획득 시스템의 블록도이다.
- [44] 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 PET 데이터 획득 시스템(100)은 검출기(110), 동시계수회로를 포함하는 데이터 획득 보드(150) 및 영상처리부(170)를 포함한다.
- [45] 검출기(110)는 인체의 신체기관으로부터 방출되는 한 쌍의 감마선을 검출하며, 섬광체와 광센서를 포함한다.
- [46] 섬광체는 인체로부터 방출된 감마선이 입사되면, 입사된 감마선을 광신호로 변환하며, 주로 NaI(Tl)(sodiumiodide doped with thallium), BaF₂(Barium fluoride), BGO(Bismuth Germanate) 또는 LSO(Lutetium Oxyorthosilicate) 등이 사용된다.
- [47] 광센서는 상기 섬광체로부터 발생된 광신호를 전기신호로 변환하여 출력하며, 주로 PMT(Photomultiplier tube), APD(Avalanche Photodiode), SiPM(Silicon Photomultipliers), dSiPM(Digital Silicon Photomultipliers) 과 같은 반도체광전소자가 사용된다.
- [48] 이러한 상기 검출기(110)는 CZT(Cadmium zinc telluride), CdTe(Cadmium telluride)와 같은 반도체 검출기나 RPC(Resistive Plate Chambers) 등의 가스 검출기 등이 사용될 수 있다.
- [49] 데이터 획득보드(150)는 앞서 도 1을 참조하여 설명한 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로(130)를 포함하는 것으로, 이하에서는 동시계수회로의 설명을 생략하도록 한다. 이러한 데이터 획득보드(150)는 직렬 통신을 수행하도록 원형상태로 다수가 배치되어, 인접하여 배치되는 다른 데이터 획득 보드로부터 입력되는 데이터 패킷을 단방향으로 전달되도록 한다.
- [50] 즉, 상기 데이터 획득보드(150)가 획득한 제1 데이터 패킷 내 포함되는 제1 감마선 신호의 검출시간과 상기 데이터 획득보드와 인접하여 배치되는 다른 데이터 획득보드로부터 전달받은 제2 데이터 패킷 내 포함되는 제2 감마선 신호의 검출시간을 상호 비교하여 동일한 경우, 영상처리부(170)가 상기 제1 데이터 패킷에 기초하여 감마선 신호를 방출하는 인체의 신체기관에 대한 PET영상으로 재구성한다.
- [51] 이하, 본 발명의 동시계수회로를 이용하여 PET 영상을 획득하는 실험에 대하여 보다 자세히 살펴보도록 한다.

- [52] 먼저, 본 실험의 조건을 살펴보면, 데이터 획득 시스템의 구성이 14 bit 100MHz 프리러닝 8채널 ADC, Virtex-4 FPGA, 128 MB SDRAM 및 디지털 입출력 주변기기로 이루어지는 데이터 획득 보드를 사용하였다. 특히, 감마선 신호의 도착시간을 계산하기 위해, 초기상승보간법인 IRI(Initial Rise Interpolation) 방법을 사용하였으며, ADC의 샘플링 간격인 10ns 보다 정확한 시간을 계산하기 위해, 감마선 펄스의 초기 상승값 정보를 함께 획득하였다. 또한, 에너지 계산을 위해, AUC(Area Under Curve)를 사용하였으며, 결과적으로 하나의 감마선 신호를 처리하는데 있어서, 소요되는 시간은 기준선 계산에 약 60ns, 감마선 펄스의 에너지 계산에 340ns가 소모됨으로써, 총 400ns임을 알 수 있다.
- [53] 특히, 도 2를 통해 설명한 바와 같이, 데이터 획득 보드가 자신이 획득하거나, 인접하여 배치된 다른 데이터 획득보드로부터 수신하는 데이터 패킷은 LMF(List Mode FOrmat) 형태이며, 감마선 신호의 도착시간정보와, 아날로그 채널 번호를 포함한다. 예를 들어, 감마선 신호의 도착시간 정보가 48 bit이고, 아날로그 채널 번호가 16 bit로 할당됨에 따라, 상기 데이터 패킷은 총 64 bit의 크기를 갖는 것을 알 수 있다. 이러한 상기 데이터 패킷의 크기는 감마선 신호의 도착시간, 반응위치, 에너지, IRI방법을 사용하기 위한 초기 상승값을 포함하는 종래의 128 bit 크기를 갖는 데이터 패킷보다 그 크기가 작기 때문에, 본 발명의 동시계수회로를 이용한 PET 영상 획득 과정은 통신속도에 대한 의존도가 종래에 비하여 낮은 것을 알 수 있다.
- [54] 특히, 본 실험에서는 데이터 획득 보드는 1 Gbps의 단방향 직렬통신 입출력 단자를 이용하여 직렬통신 연결을 구성하였으며, 이때, 상기 데이터 획득 보드는 총 3장을 사용하고, 각 보드는 위치판별회로 6개의 감마선에 대한 아날로그 신호를 입력받아 총 18 개의 채널을 처리한다.
- [55] 이때, 상기 데이터 획득 보드 내 동시계수회로가 SDRAM을 사용하는 대신 FPGA 내 로직 형태로 구현되는 시프트 레지스터를 통해 FIFO 형태로써 구성됨에 따라, 상기 시프트 레지스터는 접근 시간이 FPGA 시스템의 클럭 주파수와 동일함에 따라, SDRAM을 사용하는 것 보다 접근시간이 단축되는 것을 알 수 있다. 또한, 데이터 패킷이 입력되어야만 최종단에 배치된 마지막 시프트 레지스터에서 데이터가 출력될 수 있으므로, 동시계수 여부를 판단하기 위한 대기 지연을 용이하게 구현할 수 있다.
- [56] 또한, 동시계수회로는 매 클럭 주기마다 기설정된 시간윈도우(Coincidence Time Window) 내 동일한 검출시간을 갖는 데이터 패킷이 수신되는지 여부를 판단하여 내부의 인에이블 플래그를 활성화 즉, '1'로 변환한다. 또한, 시프트 레지스터가 데이터 패킷을 수신할 때마다 인접하여 배치되는 다른 시프트 레지스터로 데이터 패킷을 단방향으로 일정하게 연속하여 전달하며, 상기 인에이블 플래그의 값을 검사하여 '1'인 경우에만, 저장장치로 자신이 획득한 데이터 패킷을 전송한다.
- [57] 이때, 상기 데이터 획득 보드는 데이터 패킷 내 감마선 신호의 동시계수 여부를

판단하기 위해, 다음 데이터 패킷이 수신될 때까지 자신이 획득한 데이터 패킷을 일정시간 대기 지연시킨다. 이때, 대기 지연시간은 일정한 통신속도를 갖는 네트워크 환경에서 전송된 데이터 패킷이 데이터체인 구조의 통신구간을 한 바퀴 순환할 때까지 걸리는 시간(최대지연시간) 보다 같거나 작을 수 있으며, 하기의 수학적 식 1을 통해서 확인할 수 있다.

[58] [수학적 식 1]

$$T_{\text{round-trip}} = \frac{S_{\text{packet size}} \times N_{\text{channel}} (N_{\text{DAQ board}} - 1)}{T_{\text{network speed}}}$$

[60] 이때, 상기 $T_{\text{round-trip}}$ 은 대기지연시간이고, 상기 $S_{\text{packet size}}$ 는 하나의 데이터 패킷의 크기이며, 상기 N_{channel} 은 데이터 획득 보드의 입력채널 개수이고, 상기 $N_{\text{DAQ board}}$ 는 데이터 획득 보드의 개수이며, 상기 $T_{\text{network speed}}$ 는 네트워크 환경 내 일정한 통신속도이다.

[61] 또한, 동시계수회로의 버퍼는 외부 데이터 획득보드로부터 전송되는 제2 데이터 패킷이 수신될 때까지 제1 데이터 패킷을 저장한다. 따라서 동시계수회로 내 구비되는 시프트 레지스터의 개수인 R은 하기의 수학적 식 2와 같이, 계산될 수 있다.

[62] [수학적 식 2]

$$R = N_{\text{channel}} \times \frac{T_{\text{round-trip}}}{T_{\text{deadtime}}}$$

[64] 이때, 상기 N_{channel} 은 데이터 획득 보드의 입력채널 개수이고, 상기 $T_{\text{round-trip}}$ 은 다른 데이터 획득 보드에서 발생한 데이터가 최종 데이터 획득 보드로 전송되기까지의 소요되는 최대 대기지연시간이며, 상기 T_{deadtime} 은 데이터 획득 보드의 각 채널에서 감마선 검출 데이터가 최소 시간으로 연속 발생 가능한 시간 즉, 데이터 획득 불감시간이다.

[65] 이와 더불어, 동시계수회로는 노이즈제거를 위해, 두 개의 서로 다른 쌍소멸에 의해 동시 검출되는 우연계수 이벤트를 검출하는 우연계수 모듈을 포함하여, 영상의 재구성 시 노이즈 제거를 수행할 수 있다. 이러한 우연계수모듈은 시간 윈도우를 지연시킴으로써, 우연계수에 따른 보정을 수행한다.

[66] 즉, PET 장치의 각 검출기 모듈에 가상의 지연시간을 순차적으로 증가시켜 설정하는 것으로서, 예를 들어 18 개 검출기 모듈이 있는 PET 장치의 경우, 가상 지연시간을 1 번 검출기에는 0 ns, 2 번 검출기에는 20 ns, 3 번 검출기에는 40 ns로

각각 설정하고, 마지막 18 번 검출기는 340 ns로 설정한다. 또한, 단일 감마선 검출 이벤트가 발생할 경우에는 감마선 도착시간에 가상의 지연시간을 더한다. 이와 같이, 지연시간을 더한 감마선의 도착시간을 기준으로 감마선 검출 이벤트들을 재정렬했을 때, 기설정된 시간 윈도우 안에 동시 검출되는 감마선 한 쌍을 우연계수라고라고 추정한다. 이러한 추정치를 사용하여 LOR(Line Of

Response)에 우연계수가 발생할 확률을 연산하여 보정을 수행하도록 한다.

- [67] 본 실험에서는 도 3과 같이, 본 발명의 데이터 획득 시스템의 성능평가를 위한 기초실험으로서, 방사능 농도와 동시계수기의 시간 윈도우에 따른 데이터 감소율을 획득하였다.
- [68] 도 3은 서로 다른 시간 윈도우를 갖는 동시계수회로의 데이터 감소율을 나타낸 그래프이다.
- [69] 먼저, 동시계수회로를 사용한 데이터 획득 시스템의 경우에는 동시계수회로를 사용하지 않은 데이터 획득 시스템으로부터 출력된 데이터의 크기보다 작은 크기의 데이터를 출력해야 한다. 더불어, 본 발명의 동시계수회로가 각각 30 ns, 60 ns, 90 ns의 시간 윈도우를 가지는 데이터 획득 방법과 종래기술의 데이터 획득 방법으로 방사능 농도 변화에 따른 데이터 감소율을 측정하였다.
- [70] 본 실험을 수행하기에 앞서, 원통형 팬텀에 F-18을 희석한 용액을 넣고 방사능 농도가 4.6 mCi에서 0.5 mCi로 감소할 때까지 30 분에 한 번씩 각각 1 내지 3분간 데이터 감소율을 촬영하였다. 상기 데이터는 하나의 감마선 신호 검출에 대하여 도착시간, 반응위치, 에너지, IRI 방법을 사용하기 위한 초기 상승값을 포함하고 있는 128 bit의 LMF 형태로 구성되었다.
- [71] 이러한 두 가지 데이터 획득 방법으로 데이터를 획득한 후 촬영 시작 후 1 분에 해당하는 데이터를 잘라 수학식 3과 같이, 데이터 감소율을 연산하였다.

[72] [수학식 3]

$$[73] \quad \text{Reduction rate}(\%) = 100 \times \left(1 - \frac{\text{Size of output data from proposed method}}{\text{Size of output data from conventional method}} \right)$$

- [74] 상기 Reduction rate는 데이터 감소율이고, 상기 Size of output data from proposed method는 본 발명의 동시계수회로를 포함하는 데이터 획득 시스템으로부터 획득한 데이터 패킷의 크기이며, 상기 Size of output data from conventional method는 종래기술에 따른 동시계수회로를 포함하지 않은 데이터 획득 시스템으로부터 획득한 데이터 패킷의 크기이다.
- [75] 도 3에 도시된 바와 같이, 0.5 mCi에서 4.7 mCi까지의 방사능 농도에서 30 ns, 60 ns, 90 ns의 타임 윈도우를 갖는 동시계수기를 사용할 때의 데이터 감소율을 알 수 있다. 결국, 방사능의 농도가 높은 경우에는 우연계수 노이즈가 증가하기 때문에, 높은 방사능 농도가 될 수록 데이터 감소율이 저하되는 것을 알 수 있다.
- [76] 또한, 동시계수회로의 시간 윈도우가 짧아질수록 우연계수 노이즈가 감소하기 때문에 시간 윈도우가 긴 동시계수회로 보다 데이터 감소율이 높아지는 것을 알 수 있다. 예를 들어, 90 ns의 시간 윈도우를 사용한 동시계수회로의 경우에는 방사능 농도가 높아질수록 데이터 감소율이 감소하여 3 mCi에서 약 50 %의 데이터 감소율만을 보이나, 30 ns의 시간 윈도우를 사용한 동시계수회로의 경우에는 4 mCi 이후에서도 75 % 이상의 데이터 감소율을 보였다.

- [77] 즉, 1 mCi의 방사능 농도에서는 데이터 감소율이 각각 90 ns 타임 윈도우 일 때 65 %이며, 60 ns일 때 73 %이고, 30 ns일 때 81 %인 것을 알 수 있다.

- [78] 이와 더불어, 방사능 농도에 따른 동시계수율을 구하는 실험을 수행하였다.
- [79] 도 4는 방사능농도에 따른 동시계수율을 나타낸 그래프이다.
- [80] 먼저, 방사능농도에 따른 동시계수율을 확인하기 위해, 뇌촬영용 PET에서 출력되는 18개 아날로그 신호를 사용하여 기존 트리구조의 데이터 획득 시스템과 본 발명에 따른 데이터 획득 시스템을 비교하는 실험을 진행하였다. 먼저, 종래의 데이터 획득 시스템과 본 발명의 데이터 획득 시스템은 동시계수회로의 사용여부에 따라 달라진다.
- [81] 도 4에 도시된 바와 같이, 원형으로 표시된 점들은 동시계수회로를 사용하지 않는 데이터 획득 시스템의 동시계수율을 나타내며, 삼각형으로 표시된 점들은 본 발명에 따라 동시계수회로를 사용하는 데이터 획득 시스템의 동시계수율을 나타낸다.
- [82] 먼저, 동시계수회로의 사용여부에 따른 데이터 획득 시스템의 동시계수율의 차이를 측정하기 위해, 본 실험에서는 F-18을 희석한 용액을 원통형 펜텀에 채워 방사능 농도의 감소에 따라 30분에 1번씩 데이터를 획득하였다. 재배열 프로그램을 사용하여 획득 데이터로부터 동시계수율과 우연계수율을 계산하였다. 이때, 재배열 프로그램에 적용한 에너지 윈도우는 약 350 keV에서 750 keV이고, 시간 윈도우는 20 ns이며, 우연계수 산출을 위해 사용한 Delayed window의 지연시간은 20 ns로 설정하였다.
- [83] 본 실험에서는 시프트 레지스터를 사용한 동시계수회로가 알고리즘 오류에 의해 동시계수에 손실이 있는 경우라면 동시계수율이 감소하겠지만, 도 4를 알 수 있는 바와 같이, 동시계수 알고리즘에 오류가 없는 경우라면, 동시계수기를 사용하지 않는 데이터 획득 시스템과 유사한 동시계수율을 보이는 것을 알 수 있다.
- [84] 이러한 동시계수율은 방사능 농도가 5.2 mCi에서 0.5 mCi까지 각 30분에 한 번씩 획득한 데이터를 재배열 프로그램을 통해 계산된 계수율을 나타낸다. 데이터 획득 시, 미세한 방사능 농도의 차이가 있지만 본 발명의 동시계수회로를 사용한 방법은 종래에 사용하던 방법과 유사한 계수율이 나타남에 따라, 계수 손실이 없는 것을 알 수 있다.
- [85] 이하에서는 도 5를 참조하여, PET 영상의 재구성에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.
- [86] 도 5는 본 발명의 동시계수회로를 이용하여 획득한 PET 영상을 나타낸 도면이다.
- [87] 본 발명에서는 뇌촬영용 PET을 사용하여 Hot-rod 모형을 촬영한 후, 데이터를 획득하였다. 동시계수회로의 작동에 이상이 없는 경우, 본 발명의 동시계수회로를 사용한 시스템과 동시계수회로를 사용하지 않은 시스템과 유사한 단층영상이 촬영된다.
- [88] 도 5(a)는 본 실험의 검증을 위한 Hot-rod 모형을 나타내며, 도 5(b)는 본 발명의 동시계수회로를 사용하여 데이터 획득 시스템으로부터 획득한 영상을 사용하여

데이터 획득 시스템으로부터 획득한 영상을 재구성한 영상이고, 도 5(c)는 종래의 동시계수회로를 사용하지 않은 데이터 획득 시스템으로부터 획득한 영상을 재구성한 영상이다.

- [89] 도 5(a)에 도시된 바와 같이, 상기 Hot-rod 모형의 내부 구조물 지름은 6.5 mm, 5.5 mm, 4.5 mm, 3.5 mm, 2.5 mm 크기의 로드들이 5개의 구획으로 각각 분리되어 있고, 내부 지름의 크기는 75 mm 원통으로 구성되어 있다. 이때, 동위원소 F-18 (FDG) 1 mCi를 희석한 용액을 상기 원통에 가득 채우고 10 분간 데이터를 획득하였다. 본 실험은 동시계수회로가 포함된 데이터 획득 시스템과 동시계수회로를 포함하지 않은 데이터 획득 시스템으로 나누어 각 2 회씩 진행하였다. 데이터 재배열을 적용한 에너지 윈도우는 350 keV에서 750 keV이며, 시간 윈도우는 20 ns이다. 영상 재구성 방법은 2D FBP(filtered backprojection)을 사용하였으며, 정규화 및 우연계수보정 등은 거치지 않았다.
- [90] 도 5(b) 내지 도 5(c)에 도시된 바와 같이, 정규화 및 우연계수 보정을 수행하지 않았음에도 불구하고, 두 영상 모두 6.5 mm, 5.5mm, 4.5 mm 로드들을 육안을 통해서 확인할 수 있으며, 뿐만 아니라, 3.5mm 로드 또한 일부 노이즈가 포함되어 있지만 구별이 가능한 것을 알 수 있다.
- [91] 또한, 이와 더불어, 본 발명의 동시계수회로에 사용되는 시프트 레지스터가 구비되는 개수를 결정할 수 있다.
- [92] 앞서, 수학적 1을 통해 데이터 패킷의 최대지연시간을 예를 들어 살펴보면, 통신속도 1 Gbps에 6 채널 데이터획득보드 3 장을 사용하고 패킷 당 64 bit 데이터 패킷을 보내는 시스템에서 최종 데이터획득보드로 패킷이 전송되기까지 걸리는 최대지연시간은 하기의 수학적 4와 같이, 768 ns이다.

[93] [수학적 4]

[94]

$$T_{\text{round-trip}} = \frac{64 \text{ bit} \times 6 \times (3-1)}{1 \text{ Gbps}} = 768 \text{ ns}$$

- [95] 또한, 상기 최대지연시간인 768ns와, 시스템 불감시간인 400ns을 앞서 수학적 2에 적용하면, 동시계수회로의 구성에 필요한 시프트 레지스터의 개수인 R이 하기의 수학적 5와 같이, 12개가 되는 것을 알 수 있다.

[96] [수학적 5]

[97]

$$R_M = 6 \times \frac{768 \text{ ns}}{400 \text{ ns}} = 11.52$$

$$\approx 12$$

[98]

또한, 이에 더하여 우연계수 이벤트에 따른 보정을 위해, 우연계수 모듈에 입력되는 시간정보는 감마선 신호의 도착시간에 Delayed Window의 지연시간을 더해줘야 한다. 따라서, 우연계수 모듈에 필요한 시프트 레지스터 개수를 결정하기 위한 최대전송시간은 하기의 수학식 6과 같이, 우연계수 산출을 위해 사용한 Delayed window의 최대 지연시간 360 ns(아날로그 채널 18개 × Delayed

window 20 ns)를 더해 1128 ns가 되는 것을 알 수 있다.

[99] [수학식 6]

[100]

$$T_{\text{round-trip(random)}} = \frac{64 \text{ bit} \times 6 \times (3-1)}{1 \text{ Gbps}} + (18 \times 20 \text{ ns}) = 1128 \text{ ns}$$

[101] 이러한 최대지연시간을 다시 수학식 2에 대입하면, 우연계수모듈에 필요한 시프트 레지스터의 개수인 R이 하기의 수학식 7과 같이, 17(16.92) 개가 되는 것을 알 수 있다.

[102] [수학식 7]

[103]

$$R_{M(\text{random})} = 6 \times \frac{1128 \text{ ns}}{400 \text{ ns}} = 16.92 \\ \approx 17$$

[104] 또한, 상술한 동시계수회로를 PET 데이터 획득 시스템뿐만 아니라, 방사선 계수 시스템 또는 의료진단기기 등에서도 본 발명에서 설명한 동시계수회로를 포함하여 동시계수를 구현할 수 있다.

[105] 본 발명의 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기는 전송 및 저장 시 발생하는 데이터 패킷의 병목현상을 데이터 패킷의 동시검출을 통해 감소시킬 수 있는 효과가 있다.

[106] 또한, 본 발명의 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기는 장치 구성의 추가 없이 FPGA 상에서 동시계수회로를 용이하게 구현함에 따라, 제조비용을 감소시키는 효과가 있다.

[107] 이와 더불어, 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로 및 이를 포함하는 PET 데이터 획득 시스템, 방사선 계수시스템 및 의료진단기기는 감마선을 검출하는 검출기의 출력 채널 수 증가여부와 상관 없이 내부 구성이 간단해지고, 게이트 소자의 성능 차이로 인한 각 채널 별 최적화 과정을 수행하지 않기 때문에 동시 계수 검출을 위한 소요시간이 감소할 수 있는 효과가 있다.

[108] 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

[109] 본 발명은 의료진단기기 등에 이용될 수 있다.

청구범위

- [청구항 1] 제1 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제1 데이터 패킷을 획득하는 적어도 하나의 시프트 레지스터;
외부 데이터 획득보드로부터 제2 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제2 데이터 패킷을 수신하여 상기 시프트 레지스터로 전송하는 수신부;
상기 시프트 레지스터가 제2 데이터 패킷을 수신하기 전 까지, 상기 제1 데이터 패킷을 임시 저장하는 버퍼;
상기 제1 데이터 패킷으로부터 획득한 제1 감마선 신호와, 제2 데이터 패킷으로부터 획득한 제2 감마선 신호를 상호 비교하여 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한지 여부를 판단하는 비교기;
상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한 경우, 제1 데이터 패킷을 저장하는 저장부;
상기 제2 데이터 패킷을 인접하여 배치되는 다른 외부 데이터 획득보드로 연속하여 전달하는 송신부;
를 포함하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 시프트 레지스터는
상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한 경우, 내부의 인에이블 플래그를 활성화시키는 것을 특징으로 하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로.
- [청구항 3] 제2항에 있어서,
상기 저장부는
상기 인에이블 플래그의 활성화 여부를 검사하여, 상기 인에이블 플래그가 활성화되는 경우, 상기 제1 데이터 패킷을 저장하는 것을 특징으로 하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 시프트 레지스터는
FIFO(First In First Out) 형태로 배치되는 것을 특징으로 하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
상기 비교기는
클럭 주기마다 기설정된 시간 내 입력되는 데이터 패킷들에 대하여 감마선 신호의 동시 검출여부를 판단하는 것을 특징으로 하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로.
- [청구항 6] 제1항에 있어서,

상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일하지 않는 경우, 제1 데이터 패킷을 삭제하는 것을 특징으로 하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로.

[청구항 7]

제1항에 있어서,

상기 제1 및 제2 데이터 패킷은

LMF(List Mode Format)형태로 이루어지는 것을 특징으로 하는 시프트 레지스터를 이용한 동시계수회로.

[청구항 8]

제1항 내지 제7항 중 적어도 어느 한 항에 기재된 동시계수회로를 포함하는 방사선 계수 시스템.

[청구항 9]

제1항 내지 제7항 중 적어도 어느 한 항에 기재된 동시계수회로를 포함하는 의료진단기기.

[청구항 10]

제1 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제1 데이터 패킷을

획득하는 적어도 하나의 시프트 레지스터, 외부 데이터

획득보드로부터 제2 감마선 신호의 검출시간을 포함하는 제2

데이터 패킷을 수신하여 상기 시프트 레지스터로 전송하는

수신부, 상기 시프트 레지스터가 제2 데이터 패킷을 수신하기 전

까지, 상기 제1 데이터 패킷을 임시 저장하는 버퍼, 상기 제1

데이터 패킷으로부터 획득한 제1 감마선 신호와, 제2 데이터

패킷으로부터 획득한 제2 감마선 신호를 상호 비교하여 상기 제1

감마선 신호와 제2 감마선 신호의 검출시간이 동일한지 여부를

판단하는 비교기, 상기 제1 감마선 신호와 제2 감마선 신호의

검출시간이 동일한 경우, 제1데이터 패킷을 저장하는 저장부, 상기

제2 데이터 패킷을 인접하여 배치되는 타 외부 데이터 획득보드로

연속하여 전달하는 송신부로 이루어지는 시프트 레지스터를

이용한 동시계수회로를 포함하는 다수의 데이터 획득 보드를

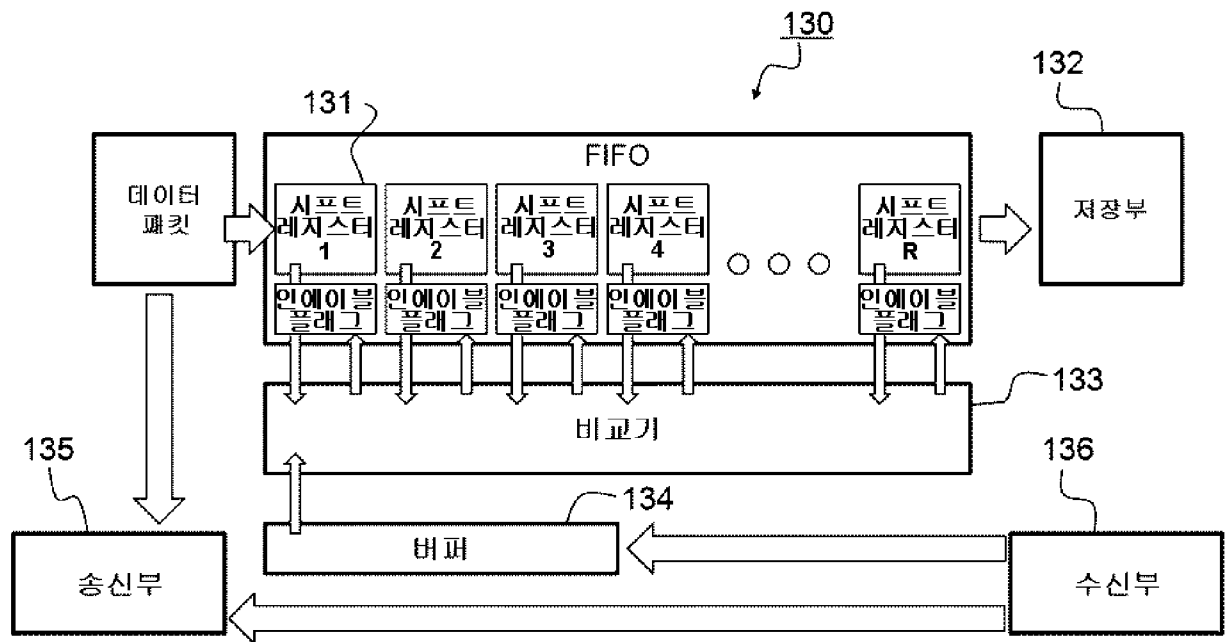
포함하되,

상기 데이터 획득 보드는

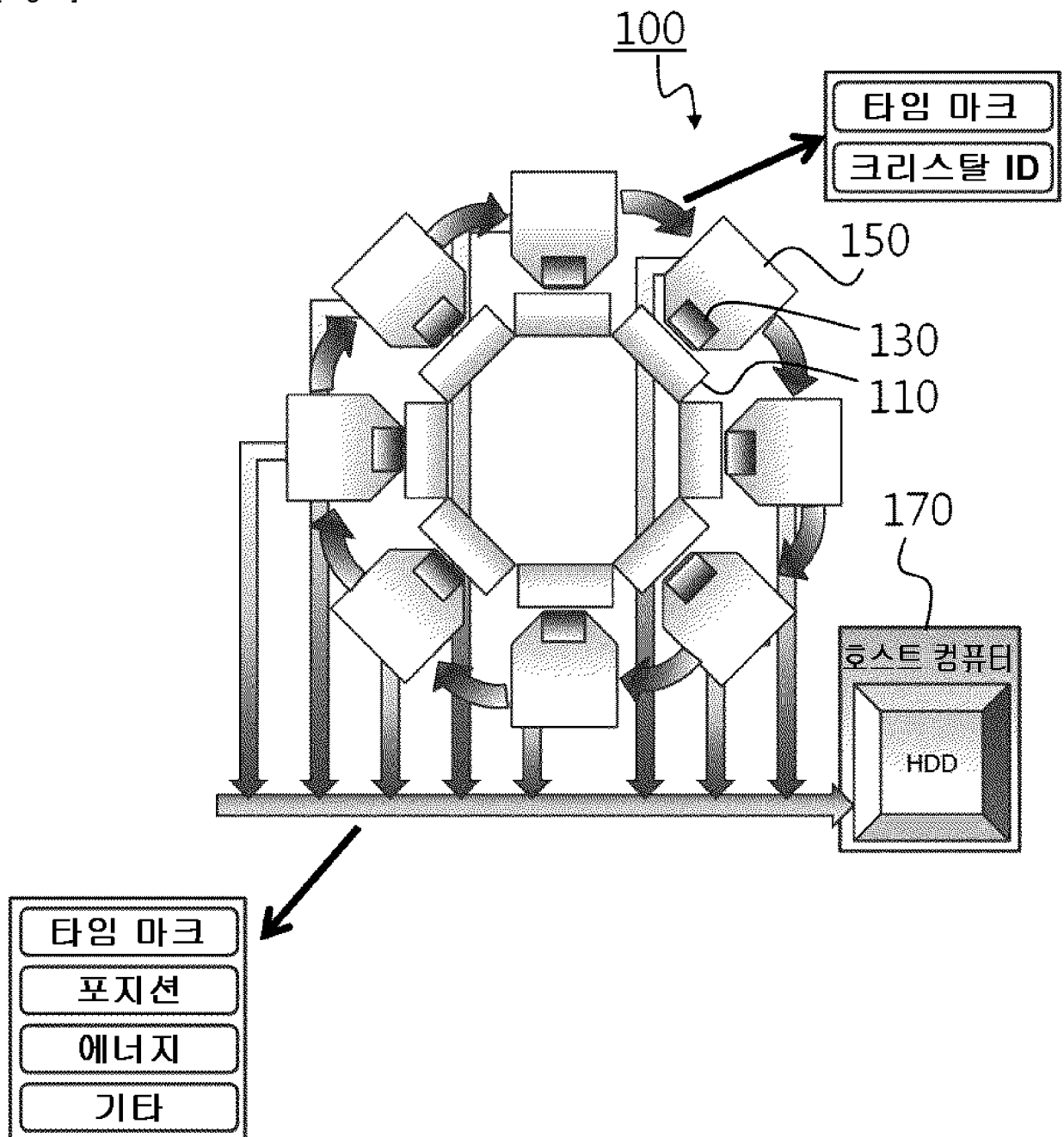
동일한 방향성을 가지며, 직렬 통신을 수행하도록 원형상태로

배치되는 것을 특징으로 하는 PET데이터 획득 시스템.

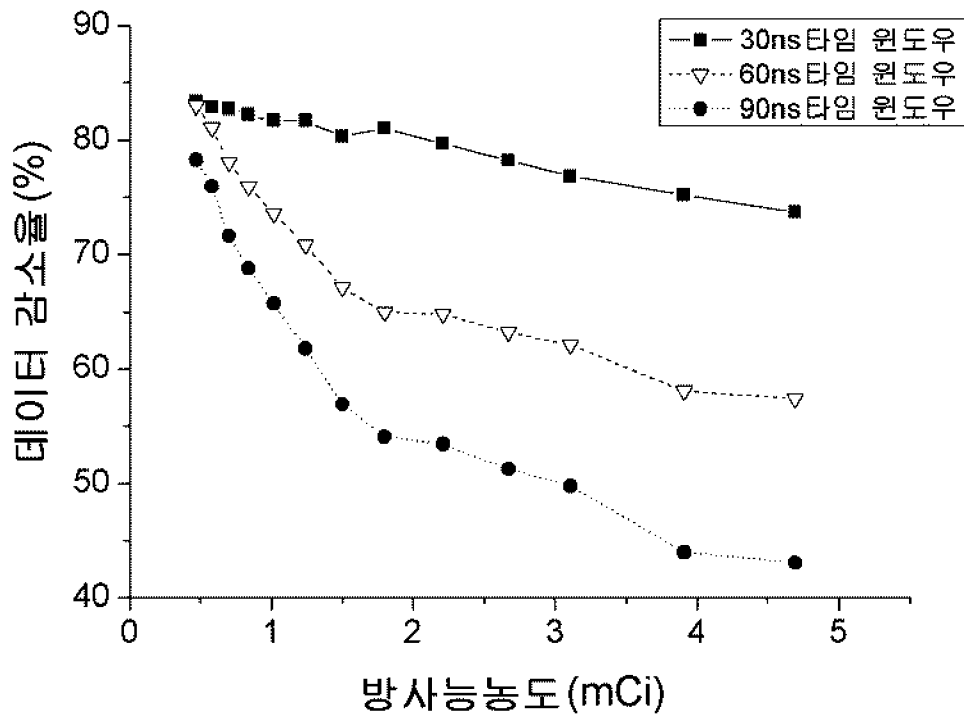
[Fig. 1]



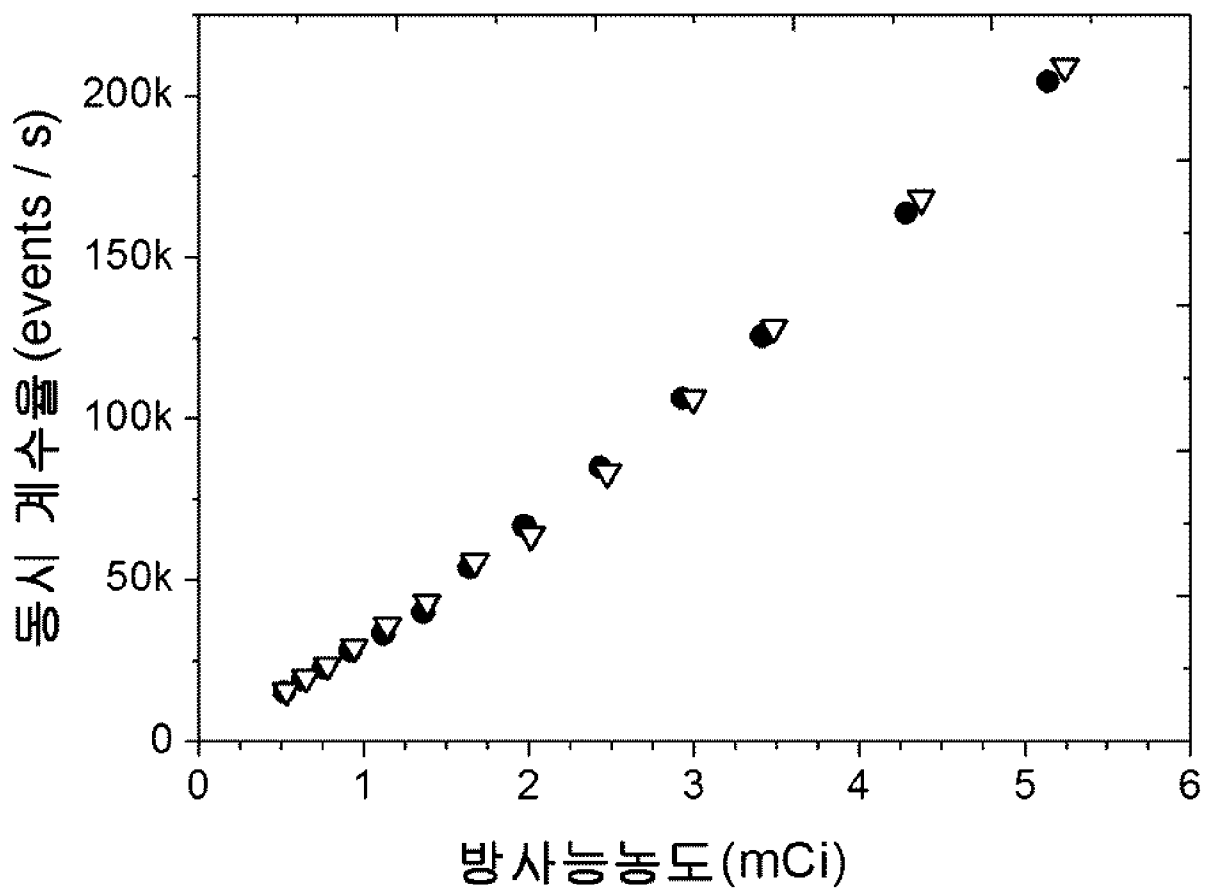
[Fig. 2]



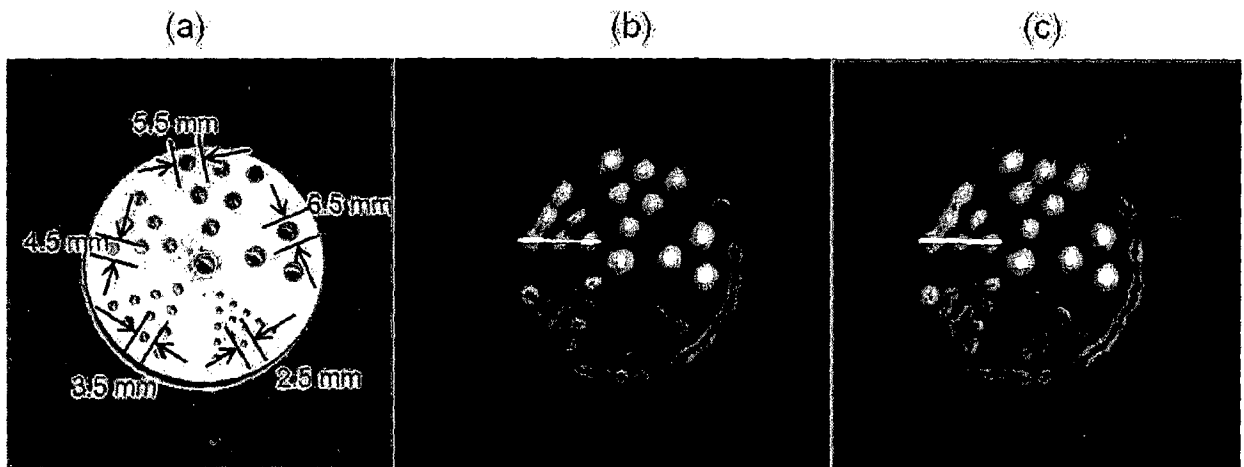
[Fig. 3]



[Fig. 4]



[Fig. 5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2012/011301**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER****G01T 1/161(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)

G01T 1/161; G01T 1/172; G01T 7/00; G11C 7/00

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: coefficient, shift register, positron emission tomography, PET, true coincidence, shift register

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PET data acquisition system using coincidence detection unit, Thesis of Sogang University Graduate School of Electronic Engineering. (Kim, Sang-Soo) 28 February 2012 See pages 5,18-25 and figures 3.5,3.6.	1-10
A	JP 2007-064776 A (HITACHI LTD.) 15 March 2007 See claim 17 and figure 12.	1-10
A	KR 10-2011-0062622 A (SOGANG UNIVERSITY RESEARCH FOUNDATION) 10 June 2011 See claim 1 and figure 2.	1-10
A	JP 2006-012246 A (SONY CO.) 12 January 2006 See claim 1 and figure 1.	1-10



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

25 MARCH 2013 (25.03.2013)

Date of mailing of the international search report

28 MARCH 2013 (28.03.2013)

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
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2012/011301

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 2007-064776 A	15.03.2007	JP 03-858933 B1 US 2007-0051893 A1 US 7528375 B2	20.12.2006 08.03.2007 05.05.2009
KR 10-2011-0062622 A	10.06.2011	NONE	
JP 2006-012246 A	12.01.2006	NONE	

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

G01T 1/161(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

G01T 1/161; G01T 1/172; G01T 7/00; G11C 7/00

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: 동시계수, 시프트 레지스터, 양전자방출단층촬영, PET, true coincidence, shift register

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	동시계수기를 이용한 PET 데이터 획득시스템, 학위논문 서강대학교 대학원 (김상수) 2012.02.28 페이지 5,18-25 및 그림 3.5, 3.6 참조.	1-10
A	JP 2007-064776 A (HITACHI LTD.) 2007.03.15 청구항 17 및 도면 12 참조.	1-10
A	KR 10-2011-0062622 A (성균관대학교산학협력단) 2011.06.10 청구항 1 및 도면 2 참조.	1-10
A	JP 2006-012246 A (SONY CO.) 2006.01.12 청구항 1 및 도면 1 참조.	1-10

☐ 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

2013년 03월 25일 (25.03.2013)

국제조사보고서 발송일

2013년 03월 28일 (28.03.2013)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

 대한민국 특허청
(302-701) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)
팩스 번호 82-42-472-7140

심사관

송호근

전화번호 82-42-481-5580



국제조사보고서에서
인용된 특허문헌

공개일

대응특허문헌

공개일

JP 2007-064776 A

2007.03.15

JP 03-858933 B1

2006.12.20

US 2007-0051893 A1

2007.03.08

US 7528375 B2

2009.05.05

KR 10-2011-0062622 A

2011.06.10

없음

JP 2006-012246 A

2006.01.12

없음