



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0124140
(43) 공개일자 2013년11월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
H03F 1/32 (2006.01) H03M 1/12 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0133757
(22) 출원일자 2012년11월23일
심사청구일자 2012년11월23일
(30) 우선권주장
1020120046910 2012년05월03일 대한민국(KR)

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
최용
서울특별시 송파구 잠실동 리센즈 254-1701
강지훈
전라남도 목포시 용해동 232번지
김규범
경기도 고양시 일산서구 대화동 성저마을5단지건
영빌라 505동 204호
(74) 대리인
특허법인추현

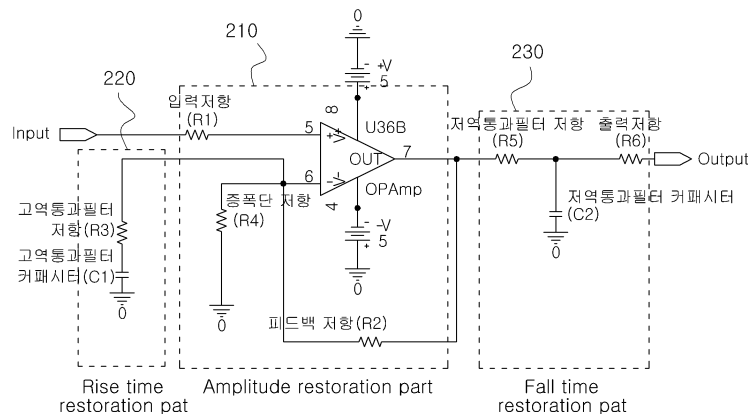
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 케이블에 의한 신호 왜곡을 개선하는 아날로그 신호 보정 회로

(57) 요약

본 발명은 아날로그 신호 보정 회로에 관한 것으로서 OP 앰프를 포함하고, OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부, OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부, 및 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함하는 것을 특징으로 하며, 케이블 길이에 따른 출력 신호 왜곡현상을 아날로그 신호 보정 회로를 이용하여 원 신호로 보정함으로써, 케이블을 사용하여 아날로그 신호를 전송하는 의료영상기기 및 의료영상기기 중 PET-MRI 융합 시스템의 PET 검출기에서의 성능저하를 개선할 수 있다.

대표도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2011K00715
부처명	교육과학기술부
연구사업명	신기술융합형성장동력사업
연구과제명	신기술융합형 PET 기술
기 여 율	1/2
주관기관	서강대학교 산학협력단
연구기간	2011.07.01 ~ 2012.06.30이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호	10030029
부처명	지식경제부
연구사업명	차세대신기술개발사업
연구과제명	MR 호환 PET 시스템 개발
기 여 율	1/2
주관기관	서강대학교 산학협력단
연구기간	2011.07.01 ~ 2012.06.30

특허청구의 범위

청구항 1

OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부;
상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및
상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부;를 포함하는 아날로그 신호 보정 회로.

청구항 2

제1 항에 있어서,
상기 전압 복원부는,
상기 OP 앰프의 입력단에 연결된 입력 저항;
상기 OP 앰프의 다른 입력단에 상기 상승시간 복원부와 병렬로 연결된 증폭단 저항; 및
상기 OP 앰프의 다른 입력단과 상기 OP 앰프의 출력단 사이에 연결된 피드백 저항;을 포함하는 아날로그 신호 보정 회로.

청구항 3

제1 항에 있어서,
상기 상승시간 복원부는,
상기 OP 앰프의 다른 입력단과 그라운드 사이에 고역통과필터 저항과 고역통과필터 커패시터가 직렬로 연결된 것을 특징으로 하는 아날로그 신호 보정 회로.

청구항 4

제1 항에 있어서,
상기 하강시간 복원부는,
상기 OP 앰프의 출력단에 저역통과필터 저항의 일단이 연결되고,
상기 저역통과필터 저항의 타단과 그라운드 사이에 저역통과필터 커패시터가 연결되며,
상기 저역통과필터 저항의 타단에 출력 저항의 일단이 연결되고,
상기 출력 저항의 타단으로 보정된 출력전압이 출력되는 것을 특징으로 하는 아날로그 신호 보정 회로.

청구항 5

제1 항에 있어서,
케이블 길이에 따라 상기 아날로그 신호 보정 회로의 저항값을 조정하여 원 신호를 복원하는 것을 특징으로 하는 아날로그 신호 보정 회로.

청구항 6

제5 항에 있어서,

상기 저항값의 조정은, 상기 전압 복원부의 피드백 저항의 값 또는 상기 하강시간 복원부의 저역통과필터 저항의 값을 조정하는 것을 특징으로 하는 아날로그 신호 보정 회로.

청구항 7

RF 코일과 그라디언트 코일 사이에 있는 MR 보어를 포함하는 MRI;

상기 MR 보어 내로 삽입되는 PET 검출기;

상기 PET 검출기로부터 출력된 광센서 신호를 아날로그 신호 보정 회로 아날로그 신호 보정 회로로 전달하는 케이블;

상기 케이블을 통과한 광센서 신호를 보정하는 아날로그 신호 보정 회로 아날로그 신호 보정 회로; 및

상기 아날로그 신호 보정 회로 아날로그 신호 보정 회로에 의해 보정된 광센서 신호를 처리하는 데이터 신호 처리 장치;를 포함하는 PET-MRI 융합 시스템.

청구항 8

제7 항에 있어서,

상기 MRI와 상기 PET 검출기는 MRI 룸 내에 있고, 상기 아날로그 신호 보정 회로 아날로그 신호 보정 회로와 데이터 신호 처리 장치는 상기 MRI 룸 외부에 있는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합 시스템.

청구항 9

제7 항에 있어서,

상기 PET 검출기는 섬광 결정과 광센서로 구성된 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합 시스템.

청구항 10

제7 항에 있어서,

상기 아날로그 신호 보정 회로는,

OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부;

상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및

상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합 시스템.

청구항 11

제7 항에 있어서,

상기 전압 복원부는,

상기 OP 앰프의 입력단에 연결된 입력 저항;

상기 OP 앰프의 다른 입력단에 상기 상승시간 복원부와 병렬로 연결된 증폭단 저항; 및

상기 OP 앰프의 다른 입력단과 상기 OP 앰프의 출력단 사이에 연결된 피드백 저항;을 포함하는 PET-MRI 융합 시스템.

청구항 12

제7 항에 있어서,

상기 상승시간 복원부는,

상기 OP 앰프의 다른 입력단과 그라운드 사이에 고역통과필터 저항과 고역통과필터 커패시터가 직렬로 연결된 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합 시스템.

청구항 13

제7 항에 있어서,

상기 하강시간 복원부는,

상기 OP 앰프의 출력단에 저역통과필터 저항의 일단이 연결되고,

상기 저역통과필터 저항의 타단과 그라운드 사이에 저역통과필터 커패시터가 연결되며,

상기 저역통과필터 저항의 타단에 출력 저항의 일단이 연결되고,

상기 출력 저항의 타단으로 보정된 출력전압이 출력되는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합 시스템.

청구항 14

OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부;

상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및

상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함하는 아날로그 신호 보정 회로;를 포함하고,

상기 아날로그 보정회로는 케이블에 의해 왜곡된 아날로그 신호를 보정하는 것을 특징으로 하는 PET.

청구항 15

OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부;

상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및

상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함하는 아날로그 신호 보정 회로;를 포함하고,

상기 아날로그 보정회로는 케이블에 의해 왜곡된 아날로그 신호를 보정하는 것을 특징으로 하는 의료영상기기.

명 세 서

기술 분야

[0001]

본 발명은 아날로그 신호 보정 회로에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 케이블 길이에 따른 출력 신호 왜곡현상을 아날로그 신호 보정 회로(Pulse restoration circuit, PRC)를 이용하여 원 신호로 보정함으로써 케이블을 사용하는 의료영상기기에서의 성능저하를 개선할 수 있는 아날로그 신호 보정 회로 및 이를 이용한 의료영상기기에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

의료영상기기에서 검출된 아날로그 신호를 전송하기 위해 케이블을 사용하여 전송하는 방법을 쓰고 있다. 하지만 원거리 전송을 하기 위해서는 케이블 길이가 길어지기 때문에 검출된 아날로그 출력 신호의 왜곡현상이 발생

하고 성능저하가 발생한다. 이러한 성능저하가 발생하는 것을 보정하기 위해 신호 증폭회로를 사용하여 신호를 증폭시키거나 아날로그/디지털 변환기를 거쳐 디지털 신호처리부분에서 보정하는 방법을 사용한다. 의료영상기기 중 PET(positron emission tomography)와 MRI(magnetic resonance imaging)의 결합은 추가적인 방사선 노출 없이 데이터 획득 시간을 감소시켜 생체 내의 생물학적 정보를 제공하고, 기능적이고 구조적인 영상을 동시에 얻을 수 있는 장점이 있다. PET-MRI 융합시스템은 이러한 장점들 때문에 중요성이 부각되고 있으며 MRI 와 PET의 양립 가능성을 높이기 위해 광전자 증배관(PMT)의 대안으로 반도체 센서를 이용한 PET-MRI 융합 시스템 연구가 활발하게 진행되고 있다.

[0003] 한편, PET-MRI 융합시스템을 설계하기 위해 여러 가지 신호전송방법이 연구되고 있다. 첫 번째로는 MR-bore 내에 섬광결정판 위치시키고 섬광결정에서 나오는 빛을 광섬유(optical fiber)를 사용하여 PMT에 전송하는 방법으로 에너지 분해능(energy resolution)와 시간 분해능(time resolution)와 같은 PET 성능의 저하가 발생하고 광섬유의 부피가 크다는 문제점이 있다.

[0004] 두 번째로는 PET 검출기 모듈을 섬광결정, 광센서, 전치증폭기로 구성하여 MR-bore 내에 위치시키고 전치증폭기에서 나오는 증폭된 신호를 전압 전달 케이블(voltage transmission cable)을 이용하여 ADC로 전송하는 방법이 있다. 이 방법은 프론트 기기(front-end electronics)를 MR-bore 내의 위치시킴으로써 공간의 제한이 있으며 자기장에 의해 PET 검출기 모듈을 보호하기 위해 구리로 차폐하는 것과 같은 차폐기술이 필요하며 전치증폭기에서 발생하는 열에 의해 PET 성능 저하가 발생할 수 있고 MRI의 영상이 왜곡되는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 첫 번째 과제는 케이블을 사용하는 의료영상기기에서 케이블 길이에 따른 출력 신호 왜곡현상을 개선하여 원 신호로 보정함으로써, 의료영상기기의 성능을 개선할 수 있는 아날로그 신호 보정 회로를 제공하는 것이다.

[0006] 본 발명이 해결하고자 하는 두 번째 과제는 MRI 룸 내부에 전치증폭기를 포함한 PET 기기가 위치하지 않기 때문에 MRI 룸 내의 자장에 의한 PET 성능 저하 현상이 발생하지 않는 PET-MRI 융합 시스템을 제공하는 것이다.

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 세 번째 과제는 PET 검출기에서 케이블을 사용하여 아날로그 신호를 전송할 때 케이블 길이에 따른 출력 신호의 왜곡현상을 개선하여 성능저하를 개선할 수 있는 PET을 제공하는 것이다.

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 네 번째 과제는 케이블 길이에 따른 출력 신호 왜곡현상을 개선하여 원 신호로 보정함으로써, 개선된 성능의 의료영상기기를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위하여, OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부; 상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및 상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함하는 아날로그 신호 보정 회로를 제공한다.

[0010] 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 상기 전압 복원부는, 상기 OP 앰프의 입력단에 연결된 입력 저항; 상기 OP 앰프의 다른 입력단에 상기 상승시간 복원부와 병렬로 연결된 증폭단 저항; 및 상기 OP 앰프의 다른 입력단과 상기 OP 앰프의 출력단 사이에 연결된 피드백 저항을 포함한다.

[0011] 또한, 상기 상승시간 복원부는, 상기 OP 앰프의 다른 입력단과 그라운드 사이에 고역통과필터 저항과 고역통과필터 커패시터가 직렬로 연결될 수 있다.

[0012] 또한, 상기 하강시간 복원부는, 상기 OP 앰프의 출력단에 저역통과필터 저항의 일단이 연결되고, 상기 저역통과필터 저항의 타단과 그라운드 사이에 저역통과필터 커패시터가 연결되며, 상기 저역통과필터 저항의 타단에 출력 저항의 일단이 연결되고, 상기 출력 저항의 타단으로 보정된 출력전압이 출력될 수 있다.

[0013] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위하여, RF 코일과 그라디언트 코일 사이에 있는 MR 보어를 포함하는 MRI; 상기 MR 보어 내로 삽입되는 PET 검출기; 상기 PET 검출기로부터 출력된 광센서 신호를 아날로그 신호 보

정 회로로 전달하는 플렉시블 플랫 케이블; 상기 플렉시블 플랫 케이블을 통과한 광센서 신호를 보정하는 아날로그 신호 보정 회로; 및 상기 아날로그 신호 보정 회로에 의해 보정된 광센서 신호를 처리하는 데이터 신호 처리 장치를 포함하는 PET-MRI 융합 시스템을 제공한다.

- [0014] 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 상기 MRI와 상기 PET 검출기는 MRI 룸 내에 있고, 상기 아날로그 신호 보정 회로와 데이터 신호 처리 장치는 상기 MRI 룸 외부에 있을 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 PET 검출기는 섬광 결정과 광센서로 구성된 것이 바람직하다.
- [0016] 본 발명의 다른 실시 예에 의하면, 상기 아날로그 신호 보정 회로는, OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부; 상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및 상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함할 수 있다.
- [0017] 본 발명은 상기 세 번째 과제를 달성하기 위하여, OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부; 상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및 상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함하는 아날로그 신호 보정 회로를 포함하고, 상기 아날로그 보정회로는 케이블에 의해 왜곡된 아날로그 신호를 보정하는 것을 특징으로 하는 PET를 제공한다.
- [0018] 본 발명은 상기 네 번째 과제를 달성하기 위하여, OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부; 상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및 상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함하는 아날로그 신호 보정 회로를 포함하고, 상기 아날로그 보정회로는 케이블에 의해 왜곡된 아날로그 신호를 보정하는 것을 특징으로 하는 케이블을 사용하는 의료영상기기를 제공한다.

발명의 효과

- [0019] 본 발명에 따르면, 케이블 길이에 따른 출력 신호 왜곡현상을 아날로그 신호 보정 회로를 이용하여 원 신호로 보정함으로써, 의료영상기기의 성능저하를 개선하고, 특히 의료영상기기 중 PET 검출기에서의 성능저하 역시 개선할 수 있다. 또한, 본 발명에 따르면, PET-MRI 융합 시스템에서 MRI 룸 내부에 전치증폭기를 포함한 PET 기기(electronics)가 위치하지 않기 때문에 MRI 룸 내의 자장에 의한 PET 성능 저하 현상이 발생하지 않는다. 나아가, 본 발명에 따르면, 아날로그 신호 보정 회로를 사용하여 PET-MRI 융합 시스템을 디자인할 때 자기장에 PET 기기를 보호하기 위한 차폐함을 설치할 필요가 없기 때문에 비용을 줄일 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0020] 도 1은 본 발명에 따른 PET 검출기에 포함된 섬광결정(LYSO)과 광센서(GAPD) 및 플렉서블 플랫 케이블(FFCs)을 도시한 것이다.
- 도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 아날로그 신호 보정 회로를 도시한 것이다.
- 도 3은 케이블 길이의 효과를 조사하기 위한 실험환경을 나타낸 것이다.
- 도 4는 송수신 헤드 코일과 구 모양의 팬텀을 포함하는 3-T MRI장치를 도시한 것이다.
- 도 5는 MRI 룸 외부에 설치되는 PET 기기 구성요소들을 개념적으로 도시한 것이다.
- 도 6은 케이블 길이에 따른 PET 검출기의 출력 파형을 도시한 것이다.
- 도 7은 케이블 길이의 함수로서 PET 검출기 성능을 도시한 것이다.
- 도 8은 케이블 길이에 따른 R2(피드백 저항), R5(저역통과필터 저항) 값을 조정된 그래프이다.
- 도 9는 0m 케이블(□), 아날로그 신호 보정 회로가 없는 경우의 21m 케이블(△), 아날로그 신호 보정 회로가 있는 경우의 21m 케이블(○)을 이용하였을 때의 PET 검출기의 에너지 스펙트럼(a)과 시간 스펙트럼(b)을 도시한 것이다.
- 도 10은 본 발명에 따른 펄스 회복 회로를 구비한 경우와 구비되지 않은 경우의 PET 검출기 성능에 케이블 길이가 미치는 효과를 도시한 것이다.

도 11은 다양한 MR 시퀀스에 따른 PET 검출기 모듈의 포토픽크 위치(a), 에너지 분해능(b), 시간 분해능(c)의 변화를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0021] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.
- [0022] 본 발명의 일 실시 예에 따른 PET와 MRI를 연결하는 케이블에 의한 신호 왜곡을 개선하는 아날로그 신호 보정 회로는 OP 앰프를 포함하고, 상기 OP 앰프의 입력단에 입력 전압이 입력되는 전압 복원부; 상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된 상승시간 복원부; 및 상기 OP 앰프의 출력단에 연결된 하강시간 복원부를 포함한다.
- [0023] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있는 바람직한 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 이들 실시 예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.
- [0024] 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안을 명확하게 하기 위한 발명의 구성을 본 발명의 바람직한 실시 예에 근거하여 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명하되, 도면의 구성요소들에 참조번호를 부여함에 있어서 동일 구성요소에 대해서는 비록 다른 도면상에 있더라도 동일 참조번호를 부여하였으며 당해 도면에 대한 설명시 필요한 경우 다른 도면의 구성요소를 인용할 수 있음을 미리 밝혀둔다. 아울러 본 발명의 바람직한 실시 예에 대한 동작 원리를 상세하게 설명함에 있어 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명 그리고 그 이외의 제반 사항이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 상세한 설명을 생략한다.
- [0025] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결'되어 있다고 할때, 이는 '직접적으로 연결'되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결'되어 있는 경우도 포함한다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자 외에 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0026] 본 발명은 케이블을 사용하여 아날로그 신호를 전송하는 의료영상기기에서 사용할 수 있는 아날로그 신호 보정 회로에 관한 것이다. 또한 의료영상기기 중 PET-MRI 융합 시스템에 있어서, MRI로부터 원거리에 위치한 PET 기기로 광센서 전하 신호를 전달하는 PET 검출기를 개발하기 위해 사용되는 아날로그 신호 보정 회로에 관한 것이다. 아날로그 신호 보정 회로(Pulse restoration circuit, PRC)는 긴 케이블을 사용함으로써 발생하는 성능 저하를 보상하는 회로로서, 우선 MRI 내에 포함된 PET 검출기의 구성을 살펴보기로 한다.
- [0027] 도 1은 본 발명에 따른 PET 검출기에 포함된 섬광결정(LYSO)과 광센서(GAPD) 및 플렉서블 플랫 케이블(FFCs)을 도시한 것이다. 도 1(a)는 $3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$ 인 4×4 배열로 이루어진 LYSO 섬광결정이고, 도 1(b)는 GAPD 광센서이며, 도 1(c)는 플렉서블 플랫 케이블이다.
- [0028] 도 1을 참조하여, 본 발명에 따른 PET 검출기의 구조에 대하여 살펴보기로 한다.
- [0029] PET 검출기는 LYSO 어레이와 GAPD 어레이를 포함하여 이루어진다. LYSO 어레이와 GAPD 어레이는 3.3 mm의 피치로 배열된 4×4 픽셀들로 이루어져 있으나, 다른 피치와 픽셀 어레이의 크기에도 적용가능하다.
- [0030] 섬광결정(LYSO)은 각각의 섬광결정의 크기가 $3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$ 인 4×4 배열로 이루어져 있고, 하얀 에폭시로 각 섬광결정이 구분되어 있으며, LYSO의 각각의 섬광결정은 일대일로 광센서(GAPD)의 각 픽셀에 대응한다.
- [0031] 플렉서블 플랫 케이블(FFCs, flexible flat cable)은 GAPD 광센서에서 발생한 전하 신호를 멀리 위치한 PET 기기로 전달하는데 사용된다. 이때, PET 기기는 전치증폭기를 포함하고, MRI 룸 외부에 설치되는 것이 바람직하다. 플렉서블 플랫 케이블은 ground-signal-ground 선으로 이루어져 있는데, 긴 케이블에서 발생할 수 있는 노이즈 증가를 줄일 수 있는 장점이 있다.
- [0032] 본 발명에 따른 PET-MRI 융합 시스템은 상호 양립 가능성을 개선하기 위해 긴 케이블을 이용한 광센서 전하 신호(photo-sensor charge signal)를 전치증폭기로 전달한다. 이 방법은 PET 검출기 모듈을 섬광결정과 광센서로 구성하여 MR-bore 내에 위치시킨 후 광센서에서 나오는 전하 신호(charge signal)를 플렉서블 플랫 케이블(flexible flat cable)을 이용하여 전치증폭기로 전송하는 방법이다. MR-bore 내에서의 PET 검출기 모듈이 차지

하는 공간이 줄어들고, 동축 케이블(coaxial cable) 또는 트위스트 플렉서블 리본 케이블(twist flexible ribbon cable)처럼 부피가 크지 않기 때문에 멀티 채널 PET 출력 신호(multi-channel PET output signal)로 슬림하게 구성할 수 있으며 전치증폭기에서 발생하는 열에 의해 PET 성능 저하가 발생하지 않는다. 한편, 긴 케이블에 의해 출력 펄스 왜곡 현상이 발생할 수 있으며, 이는 PET 검출기의 성능을 저하시킬 수 있으므로, 아날로그 신호 보정 회로를 이용하여 성능 저하를 보상하고자 한다.

- [0033] 도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 아날로그 신호 보정 회로를 도시한 것이다.
- [0034] 도 2를 참조하면, 본 실시 예에 따른 아날로그 신호 보정 회로는 전압 복원부(210), 상승시간 복원부(220) 및 하강시간 복원부(230)로 구성된다. 본 실시 예에 따른 아날로그 신호 보정 회로는 CR-RC 성형 필터(shaping filter)를 이용하여 구성된다.
- [0035] CR-RC 성형 필터는 대역통과필터로써 고역통과필터 저항과 고역통과필터 캐패시터를 이용하여 CR부분을 구성하고 저역통과필터 저항과 저역통과필터 캐패시터를 이용하여 RC부분을 구성한다.
- [0036] 전압 복원부(210)는 OP 앰프와 저항들을 이용하여 구성되며, 상기 OP 앰프의 어느 하나의 입력단(+V)에 입력전압이 입력된다.
- [0037] 전압 복원부(210)를 살펴보면, 상기 OP 앰프의 상기 어느 하나의 입력단(+V)에 입력 저항(R1)이 연결되어 있고, 상기 OP 앰프의 다른 입력단(-V)에 상승시간 복원부(220)와 병렬로 연결된 증폭단 저항(R4)이 연결되어 있으며, 및 상기 OP 앰프의 다른 입력단과 상기 OP 앰프의 출력단 사이에 피드백 저항(R2)이 연결되어 있다.
- [0038] 상승시간 복원부(220)는 상기 OP 앰프의 다른 입력단에 연결된다.
- [0039] 상승시간 복원부(220)는 상기 OP 앰프의 다른 입력단과 그라운드 사이에 고역통과필터 저항(R3)과 고역통과필터 캐패시터(C1)가 직렬로 연결된 것을 포함한다.
- [0040] 하강시간 복원부(230)는 상기 OP 앰프의 출력단에 연결된다.
- [0041] 하강시간 복원부(230)는 상기 OP 앰프의 출력단에 저역통과필터 저항(R5)의 일단이 연결되고, 상기 저역통과필터 저항(R5)의 타단과 그라운드 사이에 저역통과필터 캐패시터(C2)가 연결되며, 상기 저역통과필터 저항(R5)의 타단에 출력 저항(R6)의 일단이 연결되고, 상기 출력 저항(R6)의 타단으로 입력전압이 복원된 출력전압이 출력된다.
- [0042] 이때, 상승시간 복원부(220)와 하강시간 복원부(230)는 CR-RC 성형 필터(shaping filter)를 이용하여 구성된다.
- [0043] 이하에서는 MRI 외부로 연결된 케이블 길이의 함수로서 PET 검출기의 성능을 평가하여 보기로 한다.
- [0044] MRI 외부로 연결된 케이블 길이의 함수로서 PET 검출기의 성능을 평가하기 위해 도 3과 같은 실험 환경을 설정한다.
- [0045] 도 3은 케이블 길이의 효과를 조사하기 위한 실험환경을 나타낸 것이다.
- [0046] 도 3을 참조하면, PET 전하 신호가 0 m에서 21 m 범위의 FFC 케이블을 이용하여 DAQ 장치로 전송되고 있다.
- [0047] 본 실시 예에 따른 아날로그 신호 보정 회로의 유무에 따른 PET 검출기 성능에 대한 플렉서블 플랫 케이블(FFCs)의 영향을 0 m에서 21 m 범위의 8개의 다른 길이의 FFCs를 이용하여 조사하였다.
- [0048] GAPD 광센서 출력의 전압 크기, 상승시간 및 하강 시간은 오실로스코프를 이용하여 케이블 길이의 함수로서 측정된다. 포토피크 위치(photopeak position), 에너지 분해능, 시간 분해능은 DAQ(Data acquisition) 장치를 이용하여 샘플링 주파수 100 MHz로 측정된다. 도 3에서 DAQ 장치는 VHS-ADC Virtex4 boards로 표시되고 있다.
- [0049] 한편, MRI 내부의 케이블 길이의 함수로서 PET 검출기의 성능 평가를 위해 도 4와 같은 임상 3-T MRI를 이용한다.
- [0050] 도 4는 송수신 헤드 코일과 구 모양의 팬텀을 포함하는 3-T MRI장치를 도시한 것이다. 21 m 길이의 케이블을 이용한 PET 검출기 모듈에 대한 MRI의 영향을 분석하기 위하여 PET 검출기 모듈의 성능이 MRI 내부에서 측정된다.
- [0051] PET 검출기 모듈이 RF 코일과 그라디언트 코일 사이에 있는 MR 보어 내로 삽입되어 있다. 반면 아날로그 신호 보정 회로와 프론트 앤드 전치증폭기들을 포함하는 PET 기기 구성요소들은 도 5에 도시된 바와 같이 MRI 룸 외부에 설치된다.

- [0052] 도 5는 MRI 룸 외부에 설치되는 PET 기기 구성요소들을 개념적으로 도시한 것이다.
- [0053] 도 5를 참조하면, MRI 룸 내에 PET 검출기 모듈(510)이 MRI 내에 설치되어 있고, MRI 룸 외부에는 아날로그 신호 보정 회로(520, PRC)를 포함하는 PET 기기와 데이터 획득 컴퓨터(530)가 설치되어 있다. 이때, PET 검출기 모듈(510)로부터 출력되는 광센서 신호는 아날로그 신호 보정 회로(520)로 FFCs(515)를 통하여 전달된다. PET 검출기 모듈(510)은 섬광결정과 광센서를 포함한다.
- [0054] PET 검출기 모듈(510)에 연결된 케이블 길이에 따른 출력 신호 왜곡현상을 아날로그 신호 보정 회로(520)를 이용하여 원 신호로 복원하여 개선할 수 있다.
- [0055] 이때, 도 5에 도시된 PET-MRI 융합 시스템에서 MRI 룸 내부에 전치 증폭기를 포함한 PET 기기가 위치하지 않기 때문에 MRI 룸 내의 자장에 의한 PET 성능 저하 현상이 발생하지 않는다. 또한, 아날로그 신호 보정 회로(520)를 사용하여 PET-MRI 융합 시스템을 디자인할 때 자기장에 PET 기기를 보호하기 위한 차폐함을 설치할 필요가 없다.
- [0056] 한편, PET 검출기(510)의 포토피크 위치, 에너지 분해능 및 시간 분해능은 MRI를 구동하는 다른 MR 이미징 시퀀스들과 함께 동시에 획득된다.
- [0057] MR 이미징 시퀀스는 다음의 표와 같다.

표 1

MR sequence	Repetition time (TR)	Echo time (TE)	Flip angle (FA)
T2 weighted turbo spin echo (TSE)	4000 ms	90 ms	120 degree
Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR)	9040 ms	83 ms	150 degree
Three dimensional T1 weighted fast low angle shot sequence (FLASH)	19 ms	4.92 ms	25 degree
Single shot echo planar imaging sequence (EPI)	4100 ms	91 ms	

- [0058]
- [0059] SNR(signal-to-noise ratio)와 MRI의 uniformity 연산이 PET 검출기 모듈이 MR 이미징 FOV(field of view)에 있는 경우와 없는 경우에 이루어진다.
- [0060] MRI uniformity(%)는 다음과 같이 연산될 수 있다.

$$MRI\ Uniformity\ (\%) = 100 \times \left(\frac{ROI_{max} - ROI_{min}}{ROI_{max} + ROI_{min}} \right)$$

- [0061]
- [0062] 여기서, ROI_{max} 와 ROI_{min} 은 관심영역(region of interest, ROI)에서 가장 높은 값의 픽셀과 가장 낮은 값의 픽셀을 의미한다.
- [0063] 신호 세기와 노이즈는 ROI에서 픽셀값들의 평균 픽셀값과 표준 오차를 각각 연산함으로써 얻을 수 있다.
- [0064] 이하에서는 긴 케이블과 본 발명에 따른 아날로그 신호 보정 회로를 사용하여 측정된 PET 검출기의 펄스 형태를 살펴보기로 한다.
- [0065] 도 6은 케이블 길이에 따른 PET 검출기의 출력 파형을 도시한 것이다.
- [0066] 도 6을 참조하면, 약화된 전압 크기, 늦어지는 상승시간, 길어지는 하강시간과 같은 펄스 왜곡이 21 m 케이블을 이용하는 경우 PET 검출기 출력 펄스에서 관찰된다.
- [0067] 긴 케이블에 의해 야기되는 이러한 펄스 왜곡들은 아날로그 신호 보정 회로를 이용하여 보정할 수 있고, 획득한 펄스 형태는 0 m 케이블을 갖는 PET 검출기의 펄스와 유사하다. 다시 도 6을 참조하면, PET 검출기의 출력 펄스

형태를 도시하고 있는데, 0 m 케이블 길이를 갖고 있을 때와 21 m 케이블과 아날로그 신호 보정 회로가 있는 경우의 출력 펄스 파형이 유사함을 확인할 수 있다.

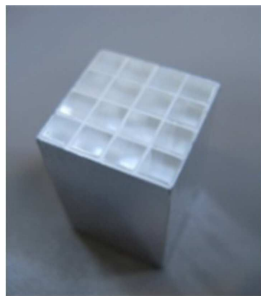
- [0068] 서로 다른 케이블 길이에 대해 케이블의 길이가 PET 검출기 성능에 미치는 영향을 알아보기 위해 많은 실험들이 이루어졌으며, PET와 MRI 상호 양립 가능성을 조사하기 위하여 아날로그 신호 보정 회로를 사용하여 21m 길이의 긴 케이블을 사용하는 PET 검출기의 성능이 MRI의 외부와 내부에서 평가되었다.
- [0069] 이제 MRI 외부에서의 케이블 길이의 함수로서, PET 검출기의 성능을 평가하여 보기로 한다.
- [0070] 도 7은 케이블 길이의 함수로서 PET 검출기 성능을 도시한 것이다.
- [0071] 도 7(a)는 전압 크기의 변화이고, 도 7(b)는 상승시간과 하강시간의 변화를 도시한 것이다. 도 7에서 □은 전압 크기의 변화를 나타내고, ○은 상승시간의 변화를 나타내며, △는 하강시간의 변화를 나타낸다.
- [0072] 도 7을 참조하면, 0 m에서 21 m 범위에 걸친 FFCs 길이의 함수로서, PET 검출기 성능에 상당한 변화가 있다.
- [0073] 전압 크기가 170 mV에서 100 mV로 감소하고, 상승시간과 하강시간이 각각 35 ns에서 61 ns로 증가하고, 210 ns에서 450 ns로 증가하고 있다. 이러한 성능 저하는 아날로그 신호 보정 회로를 사용함으로써, 회복될 수 있다. 이때, 아날로그 신호 보정 회로에 사용되는 저항값은 케이블 길이에 따라 변화한다.
- [0074] 도 8은 케이블 길이에 따른 R2(피드백 저항), R5(저역통과필터 저항) 값을 조정한 그래프이다.
- [0075] 도 8(a)에 도시된 바와 같이, 케이블의 길이가 3 cm, 6 cm, 9 cm씩 증가할 때, 피드백 저항값을 25 Ω, 30 Ω, 35 Ω으로 조정하여, 케이블의 길이와 피드백 저항값의 크기가 정비례 하도록 조정한다.
- [0076] 또한 도 8(b)에 도시된 바와 같이, 케이블의 길이가 3 cm, 6 cm, 9 cm씩으로 점차 증가할 때, 저역통과필터의 저항값을 50 Ω, 80 Ω, 125 Ω 으로 조정하여, 케이블의 길이와 저역통과필터의 저항값의 크기가 로그형태가 되도록 조정한다.
- [0077] 도 9는 0 m 케이블(□), 아날로그 신호 보정 회로가 없는 경우의 21 m 케이블(△), 아날로그 신호 보정 회로가 있는 경우의 21 m 케이블(○)을 이용하였을 때의 PET 검출기의 에너지 스펙트럼(a)과 시간 스펙트럼(b)을 도시한 것이다.
- [0078] 21 m 케이블을 사용하는 경우 511 keV 포토피크 위치가 400 ch로부터 300 ch로 감소되었고, 시간 분해능이 1.1 ns에서 2.2 ns로 악화되었다.
- [0079] 도 9의 21 m 케이블과 펄스 복원회로를 이용하였을 때의 에너지 스펙트럼과 시간 스펙트럼이 0 m 케이블 때의 스펙트럼들과 거의 유사한 것으로부터 511 keV 포토피크 위치와 에너지 분해능, 시간 분해능 같은 성능의 저하는 본 발명에 따른 아날로그 신호 보정 회로를 이용하는 경우 복원되는 것을 알 수 있다.
- [0080] 도 10은 본 발명에 따른 펄스 회복 회로를 구비한 경우와 구비되지 않은 경우의 PET 검출기 성능에 케이블 길이가 미치는 효과를 도시한 것이다.
- [0081] 도 10(a)를 참조하면, 포토피크 위치는 300 ch에서 400 ch로 회복하였고, 도 9(c)를 참조하면, 시간 분해능은 2.2 ns에서 1.3 ns로 회복하였다.
- [0082] 도 10(b)를 참조하면, 케이블 길이의 함수로서, 16 %의 에너지 분해능에서 변화가 거의 관찰되고 있지 않다. 그러나 PET 검출기의 포토피크 위치와 시간 분해능은 0 m부터 21 m에 이르는 FFCs의 함수로서 성능 저하가 이루어지고 있다.
- [0083] 즉, 포토피크 위치는 400 ch에서 300 ch로 감소하였고, 시간 분해능은 1.1 ns에서 2.2 ns로 성능 저하가 일어났다. 이러한 성능 저하는 아날로그 신호 보정 회로를 이용하여 보정될 수 있다.
- [0084] 이하에서는 MRI 내의 케이블 길이의 함수로서의 PET 검출기의 성능을 평가하기로 한다.
- [0085] 도 11은 다양한 MR 시퀀스에 따른 PET 검출기 모듈의 포토피크 위치(a), 에너지 분해능(b), 시간 분해능(c)의 변화를 도시한 것이다.
- [0086] 도 11을 참조하면, 에너지 분해능과 시간 분해능 및 포토피크 위치와 같은 PET 검출기의 성능이 MR 시퀀스와 무관하게 저하되지 않음을 보여주고 있다.
- [0087] 이때, 다양한 MR 시퀀스에 따른 PET 검출기 모듈의 포토피크 위치와 에너지 분해능 및 시간 분해능은 400ch,

16%, 1.4ns임을 알 수 있다.

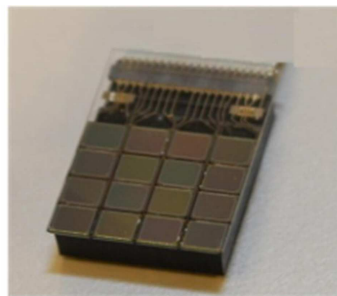
- [0088] 이상에서 살펴본 본 발명은 GAPD 광센서로부터 PET 기기에 이르는 긴 케이블을 사용함으로써 발생하는 PET 검출기 신호의 성능 저하를 보상할 수 있는 아날로그 신호 보정 회로에 관한 것이다.
- [0089] PET 검출기 성능 중 6개의 파라미터 즉, 펄스 크기, 상승시간, 하강 시간, 포토피크 위치, 에너지 분해능, 및 시간 분해능 등이 MRI 내외부에서 아날로그 신호 보정 회로를 이용하는 경우와 이용하지 않는 경우에 조사한 결과 펄스 복원 회로아날로그 신호 보정 회로와 긴 케이블을 사용하는 PET 검출기로 측정된 펄스 형태는 0m 케이블 길이로 측정된 펄스 형태와 유사하다.
- [0090] 또한, PET 검출기의 성능들은 MR 환경 외부와 내부에서 유사하다. 즉, PET 검출기를 RF 코일과 그라디언트 코일에 삽입하여 PET와 MRI 데이터가 동시에 얻어짐에도 불구하고 상호 간섭이 관찰되지 않는다.
- [0091] 본 발명에서는 아날로그 신호 보정 회로가 긴 케이블에 의해 발생하는 펄스 형태, 에너지 분해능, 시간 분해능, 포토피크 위치 등에 관한 성능 저하를 개선할 수 있음을 보여주고 있다. 또한, 본 발명에서는 21m 케이블을 사용함으로써, PET 기기 구성요소들을 MRI가 놓여 있는 공간 외부에 설치할 수 있으며, 이러한 설치는 PET-MRI 상호 양립 가능성을 높여줄 수 있다.
- [0092] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시 예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시 예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

도면

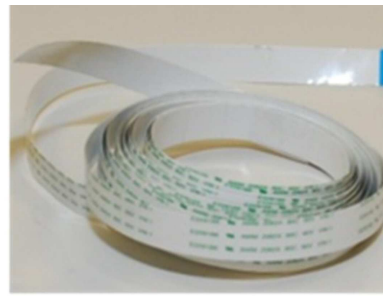
도면1



(a)

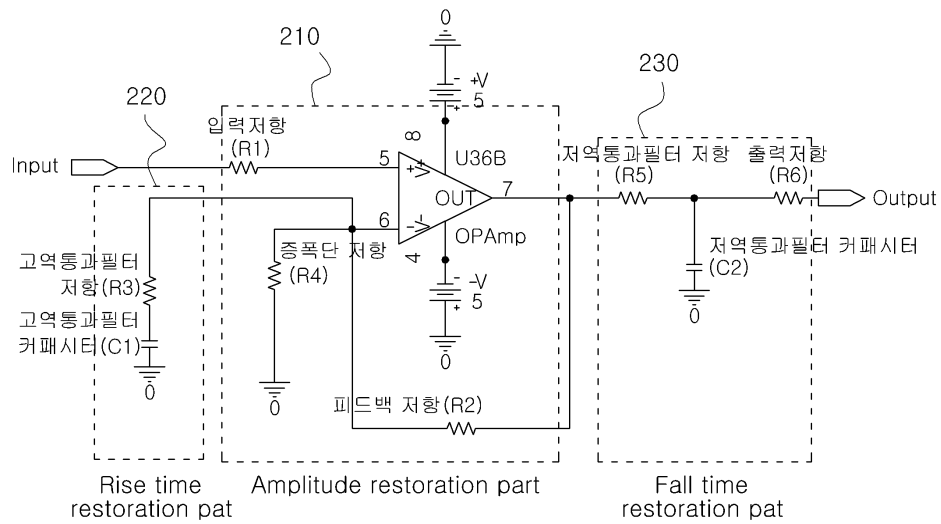


(b)

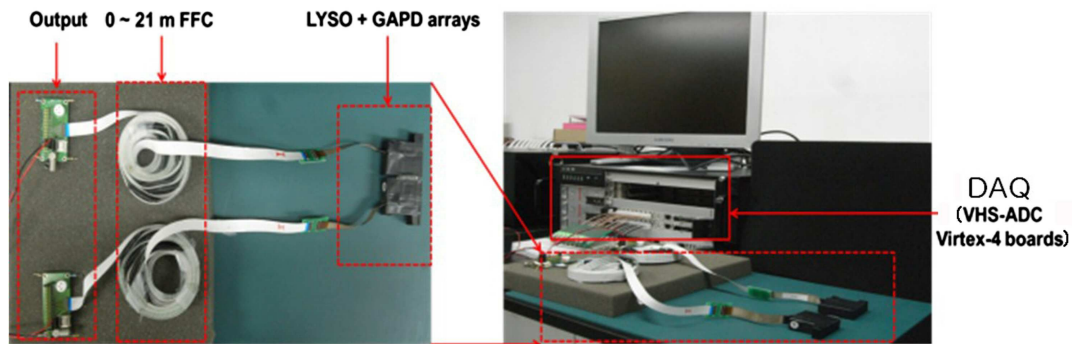


(c)

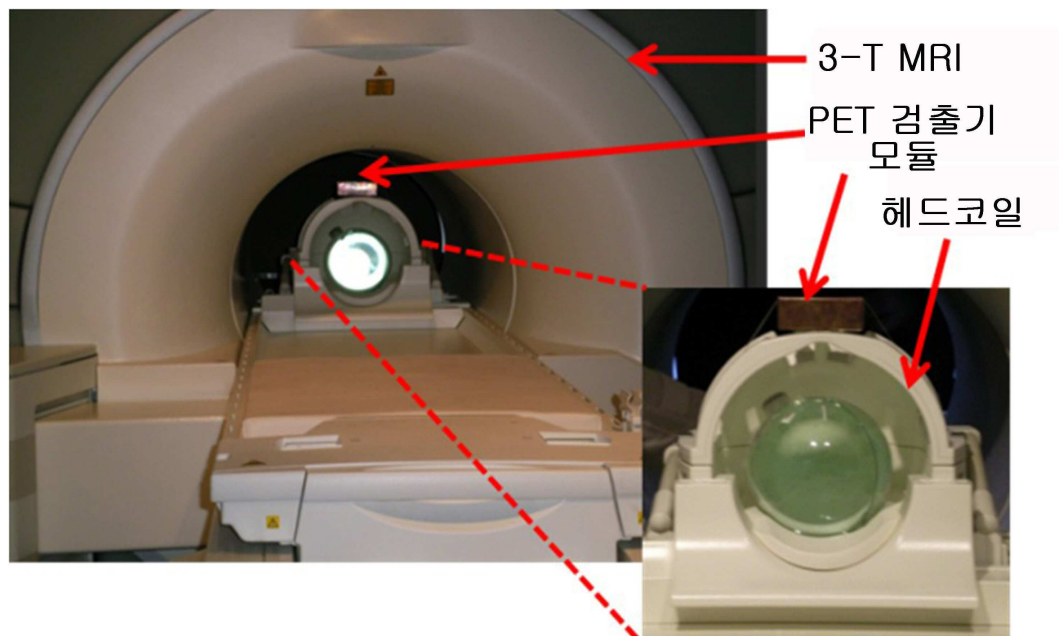
도면2



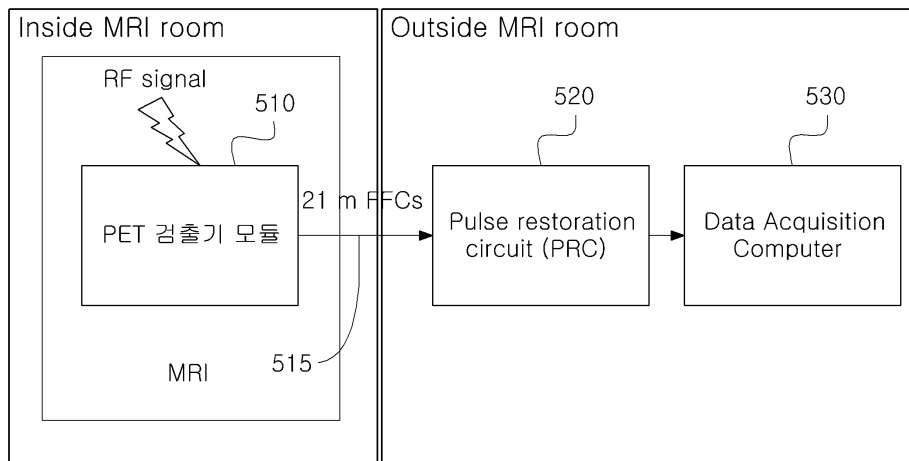
도면3



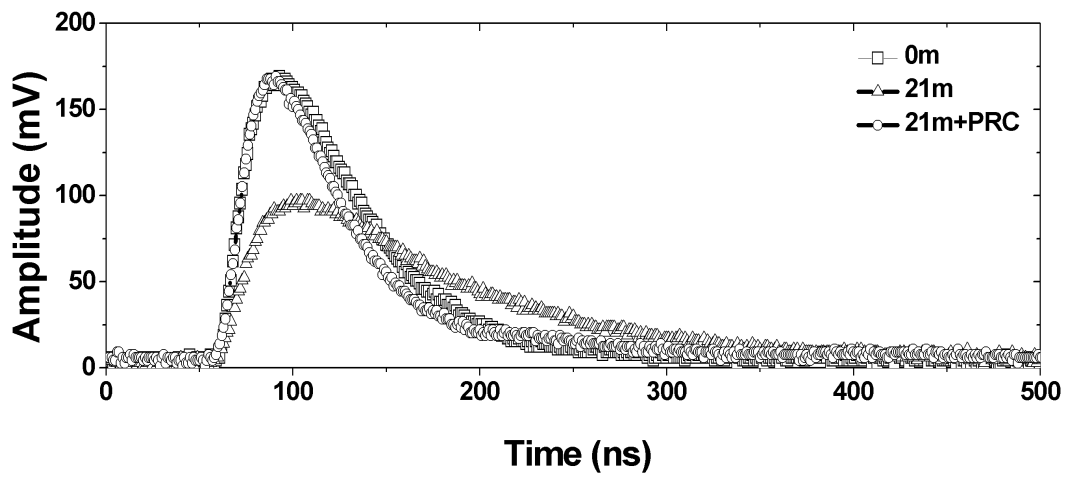
도면4



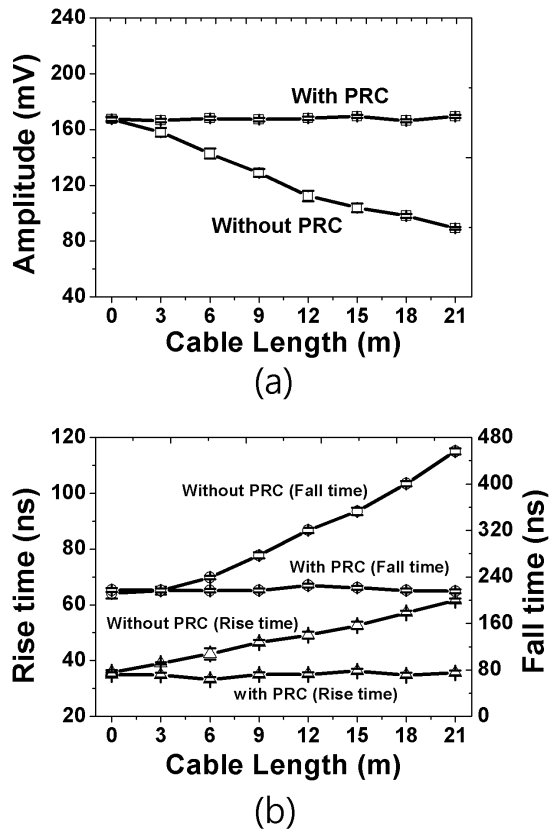
도면5



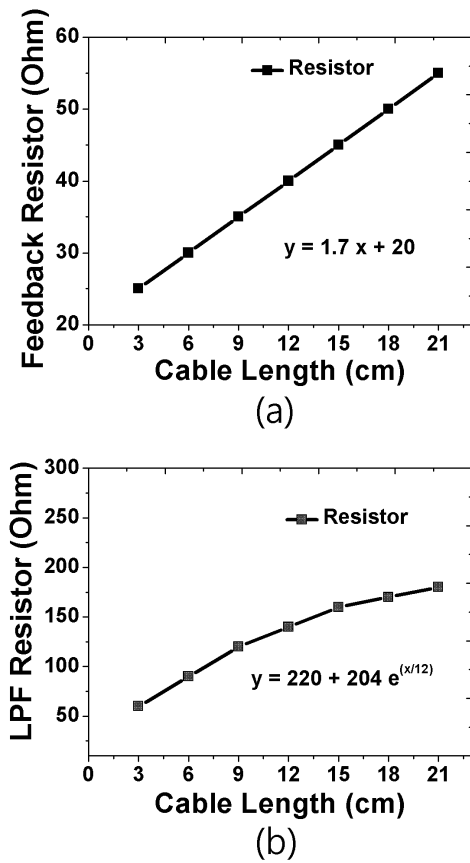
도면6



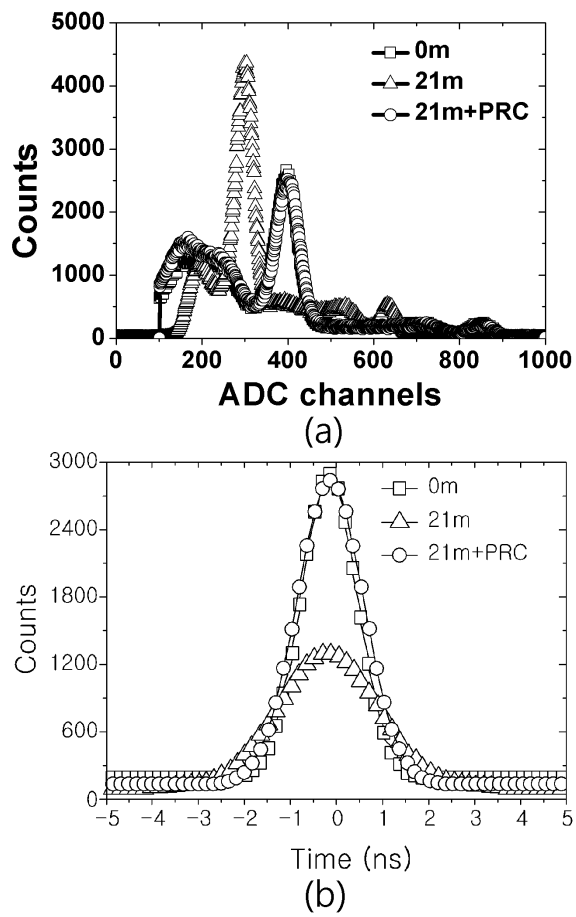
도면7



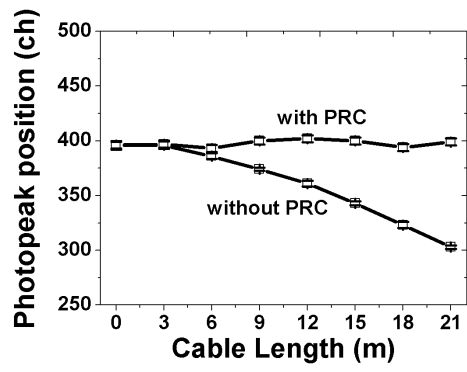
도면8



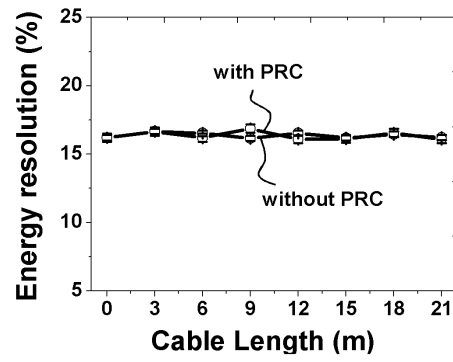
도면9



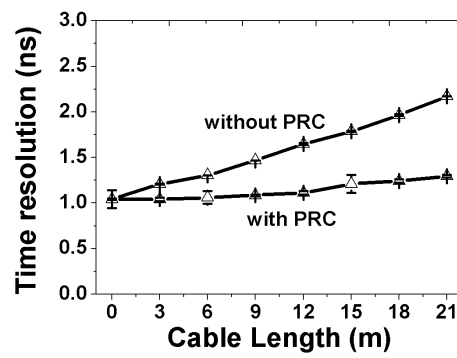
도면10



(a)

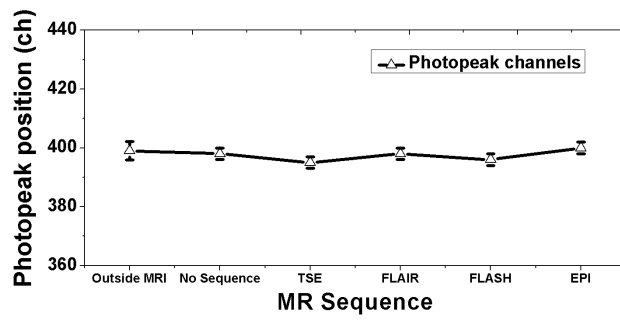


(b)

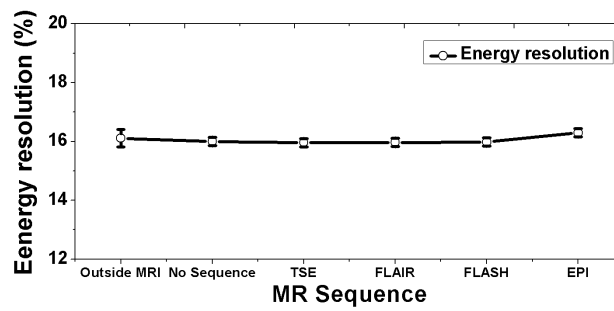


(c)

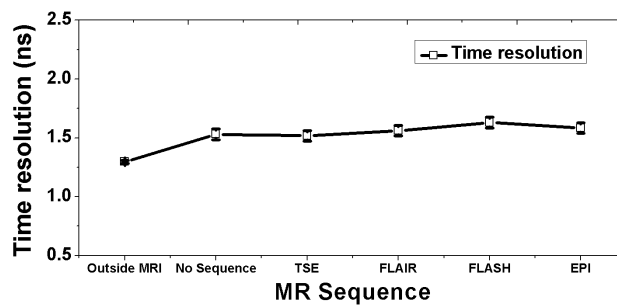
도면11



(a)



(b)



(c)