(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0121084
(43) 공개일자 2011년11월07일

(51) Int. Cl.
A61B 5/055 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0040516
(22) 출원일자 2010년04월30일
심사청구일자 2010년04월30일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울 마포구 신수동 1-1 서강대학교
(72) 발명자
강지훈
전라남도 목포시 용해동 232번지
최용
서울특별시 송파구 잠실동 리센츠 254-1701
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인충현

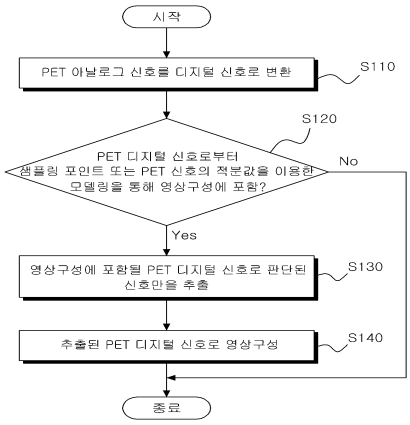
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 모델링을 이용한 ＰＥＴ－ＭＲＩ 융합장치에서의 ＰＥＴ 신호의 잡음제거방법 및 이를 이용한 ＰＥＴ－ＭＲＩ 융합장치에서의 ＰＥＴ 시스템

(57) 요 약

PET-MRI 융합장치의 영상 품질을 저하시키는 MRI RF 차폐물 없이 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법을 개시한다. 상기 방법은 (a1) PET(Positron Emission Tomography :PET) 아날로그 신호를 일정 샘플링 주파수를 가진 디지털 신호로 변환하는 단계, (b1) 상기 PET 디지털 신호의 샘플링 포인트 또는 상기 PET 디지털 신호의 적분값을 이용한 모델링을 통하여 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호인지를 판단하는 단계, 및 (c1) 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호만을 추출하는 단계를 포함한다. PET 검출기의 성능저하없이 분자영상을 획득할 수 있다.

대 표 도 - 도5



(72) 발명자

호위

서울시 마포구 대흥동 25-14번지 403호

허윤석

서울특별시 용산구 이태원동 92-27번지

홍기조

서울특별시 노원구 하계2동 극동아파트 1동 1409호

임현경

서울특별시 마포구 신수동 89-33번지 재연원룸 402호

김상수

서울특별시 도봉구 방학1동 671-12번지 501호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10030029 / 2009-0081935

부처명 지식경제부 / 교육과학기술부

연구관리전문기관

연구사업명 차세대신기술개발사업 / 신기술융합형성장동력사업

연구과제명 MR 호환 PET 시스템 개발 / 신기술융합형 PET 기술

기여율

주관기관 서강대학교 산학협력단 / 서강대학교 산학협력단

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

특허청구의 범위

청구항 1

(a1) PET(Positron Emission Tomography) 아날로그 신호를 일정 샘플링 주파수를 가진 디지털 신호로 변환하는 단계;

(b1) 상기 PET 디지털 신호의 샘플링 포인트 또는 상기 PET 디지털 신호의 적분값을 이용한 모델링을 통하여 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호인지를 판단하는 단계; 및

(c1) 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호만을 추출하는 단계를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 단계(b1)에서 상기 모델링은

상기 PET 디지털 신호의 일정 시간 간격의 샘플링 포인트가 포인트(a-2) 및 상기 포인트(a-2) 보다 시간적으로 더 느린 포인트(a-1)인 경우, 상기 포인트의 전압값인 V(a-2)과 V(a-1)의 차의 절대값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 단계(b1)에서 상기 모델링은

상기 PET 디지털 신호의 일정 시간 간격의 샘플링 포인트가 포인트(a) 및 상기 포인트(a) 보다 시간적으로 더 느린 포인트(a+1)인 경우, 상기 포인트의 전압값인 V(a)과 V(a+1)의 차의 절대값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 단계(b1)에서 상기 모델링은

상기 PET 디지털 신호의 최대 상승(maximum rising)의 포인트들의 전압값들이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 단계(b1)에서 상기 모델링은

상기 PET 디지털 신호의 적분값을 계산하고, 상기 PET 디지털 신호의 적분값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 단계(b1)에서 상기 모델링은

상기 PET 디지털 신호의 최대 전압값을 추출하고 이러한 최대 전압값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 기재된 PET-MRI 융합장치에서의 PET 디지털 신호의 잡음제거방법을 수행하기 위해 디지털 처리 장치에 의해 실행될 수 있는 명령어들의 프로그램이 구현되어 있으며, 상기 디지털 처리 장치에 의해 판독될 수 있는 프로그램이 기록된 기록매체.

청구항 8

피검사체에서 방출되는 감마선을 검출하여 변환된 섬광을 전기적인 아날로그 신호로 변환시키는 PET(Positron Emission Tomography) 검출기;

상기 PET 검출기로부터 입력된 전기적인 아날로그 신호를 증폭시키는 신호증폭부;

상기 증폭된 전기적인 아날로그 신호를 디지털로 변환하는 데이터획득부; 및

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 따른 모델링을 통하여 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호인지를 판단하여 신호를 추출하고 영상화를 위한 신호처리를 하는 신호 모델링 처리부를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템.

청구항 9

(a2) PET(Positron Emission Tomography) 검출기로부터 입력된 아날로그 신호를 증폭시키는 신호증폭부에서 신호 증폭에 소요되는 소모전류를 실시간 측정하는 단계;

(b2) 상기 소모전류의 상승폭이 미리 설정된 임계값 보다 큰지를 판단하는 단계; 및

(c2) 상기 소모전류의 상승폭이 미리 설정된 임계값 보다 크다면 상기 신호 증폭에 소요되는 인가전압을 제어하는 단계를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 단계 (c2)에서

상기 신호 증폭에 소요되는 인가전압을 낮추어서 신호 증폭의 증폭률을 감소시키는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법.

청구항 11

제9항 또는 제10항에 기재된 PET-MRI 융합장치에서의 PET 디지털 신호의 잡음제거방법을 수행하기 위해 디지털 처리 장치에 의해 실행될 수 있는 명령어들의 프로그램이 구현되어 있으며, 상기 디지털 처리 장치에 의해 판독될 수 있는 프로그램이 기록된 기록매체.

청구항 12

피검사체에서 방출되는 감마선을 검출하여 변환된 섬광을 전기적인 아날로그 신호로 변환시키는 PET(Positron Emission Tomography) 검출기;

상기 PET 검출기로부터 입력된 전기적인 아날로그 신호를 증폭시키는 신호증폭부; 및

상기 신호증폭부의 소모전류를 실시간 측정하여 상기 소모전류의 상승폭이 미리 설정된 임계값 보다 크다면 상기 신호 증폭에 소요되는 인가전압을 제어하는 정전류 조절부를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 증폭된 전기적인 아날로그 신호를 디지털로 변환하는 데이터획득부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는

PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 디지털 신호로부터 영상화를 위한 신호처리를 하는 신호처리부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호처리방법 및 이를 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템에 관한 것으로, 특히 모델링을 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법 및 이를 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 세포, 전임상, 임상실험 및 환자의 진단을 위해 사용되는 의료 영상은 일반적으로 크게 구조적인 영상과 기능적인 영상으로 분류된다. 구조적인 영상은 인체의 구조 및 해부학적 영상을 의미하고, 기능적인 영상은 인체의 인지, 감각기능 등에 대한 기능 정보를 직접 또는 간접적인 방법으로 영상화하는 것이다. 구조 및 해부학적 영상 기술에는 컴퓨터단층촬영장치(Computed Tomography: CT), 자기공명단층촬영장치(Magnetic Resonance Imaging: MRI)등이 있고, 인체의 생리적 및 생화학적 작용을 관찰하여 기능 정보를 영상화하는 기술로서는 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography :PET)가 널리 사용되고 있다.

[0003] PET은 비침습적으로 인체 기능을 계량화하는 강력한 생물학적 영상도구로서, 방사성 활성을 갖는 양전자 방출동위원소로 표지된 생물학적 탐지자(probe) 분자를 체내에 주입한 후, 방사능의 분포를 단층촬영으로 재구성하여 영상화하여 인체의 각 장기 내의 생리적, 생화학적인 반응을 정량화할 수 있다. PET에 의해 제공되는 뇌, 장기 등의 인체 구조에 대한 기능적/분자학적 정보는 질병의 병인 연구, 진단 예후 판정 및 항암 치료 후 경과 관찰 등에 유용하게 이용할 수 있다.

[0004] 또한, PET는 인체조직의 기능적 정보를 분자수준의 민감도를 가지고 제공하면서, 본질적으로 낮은 해상도 측면의 한계성을 극복하기 위해 PET-CT 융합장치, PET-MRI 융합장치, PET-광학영상기기와 같은 융합형 PET 의료영상장비로 그 개념이 발전하고 있다.

[0005] 도 1은 종래 PET-MRI 융합장치의 단면을 나타낸 도면이다.

[0006] 도 1을 참조하면, PET-MRI 융합장치는 마그네트 보어(110), PET 검출기(120), RF 송신 코일(130), RF 수신 코일(140), RF 차폐물(150). 베드(160)를 포함한다.

[0007] PET 검출기(120)는 RF 송신 코일(130)과 마그네트 보어(110) 사이에 설치된다. PET-MRI 융합장치(100)의 구조는 PET 및 MRI간의 상호작용을 유발하여 이로 인해 이미지의 품질을 저하시키는 여러 잡음들이 생성된다. 이러한 잡음에는 MRI에 의한 고자장, 고주파 및 저주파 대전력 간섭 등이 있으며, PET에 의한 자장(Magnetism)왜곡, 신호대잡음비(Signal-to-Noise Ratio) 감소 및 와류 전류(Eddy Current) 등이 있다. 특히, MRI의 고자장 및 고주파 에너지는 PET 신호획득 및 영상재구성에 가장 큰 영향을 미치기 때문에, 이를 최소화시키기 위해 RF 차폐물(150)이 RF 송신 코일(130)과 PET 검출기(120) 사이에 설치된다. 이러한 RF 차폐물(150)은 구리(Cu)를 포함할 수 있다. RF 차폐물(150)용 전도성 원통은 MRI의 RF 송/수신 코일(120,140)의 성능을 저하시키고, 그레디언트 코일(Gradient coil)(113)에 와류전류가 발생되어 MRI 영상의 해상도를 저하시키게 된다. 또한, PET 검출기(120)가 마그네트 보어(110)의 원심으로부터 RF 송신 코일(130)보다 바깥쪽에 설치되어 있기 때문에, 피검사체(170)로부터 방출되는 감마선이 RF 송신 코일(130)에 의해 감쇄하고 산란되어, PET 신호검출능력이 저하될 수 있다. 또한, PET 검출기(120)의 온도가 상승되어 이에 따른 성능저하를 발생할 가능성도 있다. MRI의 고자장 및 고주파 에너지를 최소화시키기 위해 설치되는 RF 차폐물(150)은 PET-MRI 융합장치(100)의 영상 품질을 저하되는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 PET-MRI 융합장치의 영상 품질을 저하시키는 MRI RF 차폐물 없이 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법 및 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음을 제거하는 PET 시스템을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일 양태에 따르면 (a1) PET(Positron Emission Tomography :PET) 아날로그 신호를 일정 샘플링 주파수를 가진 디지털 신호로 변환하는 단계, (b1) 상기 PET 디지털 신호의 샘플링 포인트 또는 상기 PET 디지털 신호의 적분값을 이용한 모델링을 통하여 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호인지를 판단하는 단계, 및 (c1) 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호만을 추출하는 단계를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법을 제공한다.

[0010] 상기 단계(b1)에서 상기 모델링은 상기 PET 디지털 신호의 일정 시간 간격의 샘플링 포인트가 포인트(a-2) 및 상기 포인트(a-2) 보다 시간적으로 더 느린 포인트(a-1)인 경우, 상기 포인트의 전압값인 V(a-2)과 V(a-1)의 차의 절대값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단할 수 있다.

[0011] 상기 단계(b1)에서 상기 모델링은 상기 PET 디지털 신호의 일정 시간 간격의 샘플링 포인트가 포인트(a) 및 상기 포인트(a) 보다 시간적으로 더 느린 포인트(a+1)인 경우, 상기 포인트의 전압값인 V(a)과 V(a+1)의 차의 절대값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단할 수 있다.

[0012] 상기 단계(b1)에서 상기 모델링은 상기 PET 디지털 신호의 최대 상승(maximum rising)의 포인트들의 전압값들이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단할 수 있다.

[0013] 상기 단계(b1)에서 상기 모델링은 상기 PET 디지털 신호의 적분값을 계산하고, 상기 PET 디지털 신호의 적분값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단할 수 있다.

[0014] 상기 단계(b1)에서 상기 모델링은 상기 PET 디지털 신호의 최대 전압값을 추출하고 이러한 최대 전압값이 미리 설정된 범위 이내이면 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단할 수 있다.

[0015] 본 발명의 다른 양태에 따르면 상기 PET-MRI 융합장치에서의 PET 디지털 신호의 잡음제거방법을 수행하기 위해 디지털 처리 장치에 의해 실행될 수 있는 명령어들의 프로그램이 구현되어 있으며, 상기 디지털 처리 장치에 의해 판독될 수 있는 프로그램이 기록된 기록매체를 제공한다.

[0016] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면 피검사체에서 방출되는 감마선을 검출하여 변환된 섬광을 전기적인 아날로그 신호로 변환시키는 PET 검출기, 상기 PET 검출기로부터 입력된 전기적인 아날로그 신호를 증폭시키는 신호증폭부, 상기 증폭된 전기적인 아날로그 신호를 디지털로 변환하는 데이터획득부, 및 제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 따른 모델링을 통하여 상기 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호인지를 판단하여 신호를 추출하고 영상화를 위한 신호처리를 하는 신호 모델링 처리부를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템을 제공한다.

[0017] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면 (a2) PET(Positron Emission Tomography :PET) 검출기로부터 입력된 아날로그 신호를 증폭시키는 신호증폭부에서 신호 증폭에 소요되는 소모전류를 실시간 측정하는 단계, (b2) 상기 소모전류의 상승폭이 미리 설정된 임계값 보다 큰지를 판단하는 단계, 및 (c2) 상기 소모전류의 상승폭이 미리 설정된 임계값 보다 크다면 상기 신호 증폭에 소요되는 인가전압을 제어하는 단계를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법을 제공한다.

[0018] 상기 단계 (c2)에서 상기 신호 증폭에 소요되는 인가전압을 낮추어서 신호 증폭의 증폭률을 감소시킬 수 있다.

[0019] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면 피검사체에서 방출되는 감마선을 검출하여 변환된 섬광을 전기적인 아날로그 신호로 변환시키는 PET 검출기, 상기 PET 검출기로부터 입력된 전기적인 아날로그 신호를 증폭시키는 신호증폭부, 및 상기 신호증폭부의 소모전류를 실시간 측정하여 상기 소모전류의 상승폭이 미리 설정된 임계값 보다 크다면 상기 신호 증폭에 소요되는 인가전압을 제어하는 정전류 조절부를 포함하는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템을 제공한다.

[0020] 상기 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템은 상기 증폭된 전기적인 아날로그 신호를 디지털로 변환하는 데이터획

득부를 더 포함할 수 있다.

[0021] 상기 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템은 상기 디지털 신호로부터 영상화를 위한 신호처리를 하는 신호처리부를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0022] 본 실시예에 따른 모델링을 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법 및 이를 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템은 MRI 환경에서 PET 검출기의 성능저하없이 분자영상을 획득할 수 있다. PET 불응시간, 민감도 또는 영상 왜곡 등의 성능저항이 최소화된다. 본 실시예에 따른 모델링을 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법 및 이를 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템은 RF 차폐물을 이용한 종래방법 및 시스템 보다 잠재적으로 존재하는 상호교란의 요인이 제거된다. 본 실시예에 따른 시스템은 장치설비가 간단한 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 종래 PET-MRI 융합장치의 단면을 나타낸 도면이다.

도 2는 본 실시예를 설명하기 위한 PET-MRI 융합장치를 보여주는 도면이다.

도 3은 MRI 외부에서 구동하여 노이즈 영향받지 않은 PET 검출기 출력신호를 보여주는 그래프이다.

도 4는 PET-MRI 융합장치에서 MRI의 고자장 및 고주파 에너지에 의해 노이즈영향을 받은 PET 검출기 출력신호를 보여주는 그래프이다.

도 5는 본 실시예의 일 예에 따른 모델링을 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법을 보여주는 흐름도이다.

도 6은 PET 디지털 신호로부터 상승시간과 하강시간의 샘플링 포인트를 획득한 일 예를 보여주는 도면이다.

도 7은 본 실시예의 일 예인 제1 모델링방법에서 영상구성에 포함되지 않는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이다.

도 8은 본 실시예의 일 예인 제2 모델링방법에서 영상구성에 포함되지 않는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이다.

도 9는 본 실시예의 일 예인 제4 모델링방법에서 영상구성에 포함되는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이고, 도 10은 본 실시예의 일 예인 제4 모델링방법에서 영상구성에 포함되지 않는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이다.

도 11은 본 실시예의 일 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템을 보여주는 블록도이다.

도 12는 본 실시예의 다른 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법을 보여주는 흐름도이다.

도 13은 본 실시예의 다른 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템을 보여주는 블록도이다.

도 14는 본 실시예의 일 예에 따라 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음을 제거한 후의 에너지 스펙트럼을 보여주는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0025] 제2, 제1 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제2 구성요소는 제1 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제1 구성요소도 제2 구성요소로 명명될 수 있다. 및/또는 이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.

[0026] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에

직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

[0027] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0028] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0029] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 실시예를 상세히 설명하되, 도면 부호에 관계없이 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 참조 번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0030] 도 2는 본 실시예를 설명하기 위한 PET-MRI 융합장치를 보여주는 도면이다.

[0031] 도 2를 참조하면, 본 실시예는 PET-MRI 융합장치에서의 PET 검출기(120) 및 PET 영상처리기(210)를 포함하는 PET 시스템에서 PET 신호의 잡음을 제거한다. MRI는 본 실시예와 상관없이 독립적으로 동작한다.

[0032] 도 3은 MRI 외부에서 구동하여 노이즈 영향받지 않은 PET 검출기 출력신호를 보여주는 그래프이다.

[0033] 도 4는 PET-MRI 융합장치에서 MRI의 고자장 및 고주파 에너지에 의해 노이즈영향을 받은 PET 검출기 출력신호를 보여주는 그래프이다. 도 4를 참조하면, 노이즈로 인하여 PET 신호가 명확하지 않은 것을 확인할 수 있다.

[0034] 본 실시예의 일 예에 따른 모델링을 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법은 정상적인 PET 신호와 노이즈가 포함된 PET 신호의 특성이 다르다는 것을 이용한다.

[0035] 도 5는 본 실시예의 일 예에 따른 모델링을 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법을 보여주는 흐름도이다.

[0036] 도 5를 참조하면, PET 검출기로부터의 전기적인 신호인 아날로그 신호를 아날로그-디지털 변환기(ADC)를 이용하여 디지털 신호로 변환한다(S110).

[0037] 도 6은 PET 디지털 신호로부터 상승시간과 하강시간의 샘플링 포인트를 획득한 일 예를 보여주는 도면이다.

[0038] 도 6의 (a)을 참조하면, 포인트(a-2), 포인트(a-1) 및 포인트(a)는 펄스 신호의 상승시간에서의 샘플링되어 디지털화된 감마선 펄스 신호의 각각 10 ns 이후의 포인트를 나타낸다. 포인트(a-2), 포인트(a-1) 및 포인트(a)의 시간 간격은 아날로그-디지털 변환기(ADC)의 가동 주파수에 따라 변경될 수 있다. 여기서, 이러한 포인트들의 수가 다양할 수 있음은 당업자에게 자명할 것이다. V(a-2), V(a-1) 및 V(a)는 각각의 포인트에서의 전압을 나타낸다.

[0039] 도 6의 (b)를 참조하면, 포인트(a), 포인트(a+1) 및 포인트(a+2)는 펄스 신호의 하강시간에서의 샘플링되어 디지털화된 감마선 펄스 신호의 각각 10 ns 이후의 포인트를 나타낸다.

[0040] 본 실시예에서 사용한 구체적인 수치는 본 발명의 일 실시예를 설명하기 위한 것에 불과하므로 본 발명의 내용이 이러한 구체적인 수치에 한정되지 않는다. 따라서, 상기 10 ns는 다른 수치로 변경되어 적용될 수 있음은 당업자에게 자명할 것이다.

[0041] 그런 다음, PET 디지털 신호로부터의 샘플링 포인트 또는 PET 디지털 신호의 적분값을 이용한 모델링을 통하여 영상구성에 포함시킬 PET 디지털 신호인지를 판단한다(S120).

[0042] 이하에서는 영상구성에 포함될 펄스 신호인지를 판단하는 본 실시예에 따른 모델링방법에 대하여 설명한다.

[0043] 도 6의 (a)를 참조하면, 우선, 노이즈가 포함되지 않은 정상신호인 경우는 V(a-2)〈 V(a-1)〈 V(a)가 될 것이다. V(a-2)와 V(a-1)의 차의 절대값 또는 V(a-1)와 V(a)의 차의 절대값이 미리 설정된 범위 이내이면 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단한다[제1 모델링]. 여기서, 포인트(a-2), 포인트(a-1) 및 포인트(a)는 펄

스 신호의 상승시간에서의 샘플링되어 디지털화된 감마선 펄스 신호의 각각 10 ns 이후의 포인트를 나타내며, 상승시간에서는 상기 외에도 다양한 포인트 또는 다양한 수의 포인트가 선택되어 비교될 수 있다. 여기서, 비교되는 포인트들의 수는 상기 외에도 다양할 수 있음은 당업자에게 자명할 것이다. 예를 들어, 미리 설정된 범위가 0.2 내지 0.5 mV이고 V(a-2)와 V(a-1)의 차의 절대값이 0.1 또는 0.7 mV인 경우는 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단되지 않으며, 0.3 mV인 경우는 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단된다. 여기서, 미리 설정된 범위는 MR 외부에서 구동하여 노이즈의 영향을 받지 않은 다수의 PET 신호를 획득하여 통계적 처리를 통하여 설정할 수 있다.

[0044] 도 7은 본 실시예의 일 예인 제1 모델링방법에서 영상구성에 포함되지 않는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이다.

[0045] 다시 도 6의 (b)를 참조하면, 우선, 노이즈가 포함되지 않은 정상신호인 경우는 V(a) < V(a+1) < V(a+2)가 될 것이다. V(a)와 V(a+1)의 차의 절대값 또는 V(a+1)와 V(a+2)의 차의 절대값이 미리 설정된 범위 이내이면 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단한다[제2 모델링]. 여기서, 포인트(a+2), 포인트(a+2+1) 및 포인트(a+2)는 펄스 신호의 하강시간에서의 샘플링되어 디지털화된 감마선 펄스 신호의 각각 10 ns 이후의 포인트를 나타내며, 하강시간에서는 상기 외에도 다양한 포인트 또는 다양한 수의 포인트가 선택되어 비교될 수 있다. 여기서, 비교되는 포인트들의 수는 상기 외에도 다양할 수 있음은 당업자에게 자명할 것이다. 여기서, 미리 설정된 범위는 MR 외부에서 구동하여 노이즈의 영향을 받지 않은 다수의 PET 신호를 획득하여 통계적 처리를 통하여 설정할 수 있다.

[0046] 도 8은 본 실시예의 일 예인 제2 모델링방법에서 영상구성에 포함되지 않는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이다.

[0047] 또 다른 모델링방법으로는, PET 디지털 신호의 최대 상승(maximum rising)의 포인트들의 전압값들이 미리 설정된 범위 이내이면 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단한다[제3 모델링]. 예를 들어, 최대 상승(maximum rising)에서 선택된 포인트가 15 mV 보다 크고 150 mV 보다 작은 경우는 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단할 수 있다.

[0048] 또 다른 모델링방법으로는, PET 디지털 신호의 적분값을 구하여 PET 디지털 신호의 적분값이 미리 설정된 범위 이내이면 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단한다[제4 모델링]. 예를 들어, PET 디지털 신호의 적분값이 미리 설정된 범위인 1000 내지 1275KeV 이내이면 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단할 수 있다.

[0049] 또 다른 모델링방법으로는, PET 디지털 신호의 최대 전압값을 추출하고 이러한 최대 전압값이 미리 설정된 범위 이내이면 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단한다[제5 모델링].

[0050] 도 9는 본 실시예의 일 예인 제4 모델링방법에서 영상구성에 포함되는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이고, 도 10은 본 실시예의 일 예인 제4 모델링방법에서 영상구성에 포함되지 않는 펄스 신호로 판단된 일 예를 보여주는 도면이다.

[0051] 본 실시예의 일 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법에서는 상기 외에도 정상적인 PET 신호와 노이즈가 포함된 PET 신호의 특성이 다르다는 것을 이용한 다양한 모델링방법이 이용될 수 있다.

[0052] 다시 도 5를 참조하면, 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단된 신호만을 추출한다(S130). 그런 다음, 추출된 PET 디지털 신호로 영상을 구성한다(S140).

[0053] 도 11은 본 실시예의 일 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템을 보여주는 블록도이다.

[0054] 도 11을 참조하면, PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템(500)은 PET 검출기(510), 신호증폭부(530), 데이터획득부(550) 및 신호 모델링 처리부(570)를 포함한다.

[0055] PET 검출기(510)는 섬광결정(511) 및 광센서(513)를 포함하고, 섬광결정(511)은 피검사체에서 방출되는 감마선을 검출하여 섬광을 변환시킨다. 예를들어, 섬광결정(511)은 쌍소멸 현상과정에 의해 서로 반대방향으로 발생하는 511 keV 감마선을 검출한다. 여기서, 섬광결정(511)은 BGO(Bismuth Germanate), LSO(Lutetium Oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate), LuAP(Lutetium Aluminum Perovskite), LuYAP(Lutetium Yttrium Aluminum Perovskite), LaBr3 (Lanthanum Bromide) 및 LuI3(Lutetium Iodide), GSO(Gadolinium oxyorthosilicate), LGSO (lutetium gadolinium oxyorthosilicate), LuAG (Lutetium aluminum garnet) 중 하나로 이루어질 수 있다. 광센서(513)는 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시킨다. 여기서, 광센서(513)로는 PMT(Photo-Multiplier Tube), PID(Positive-Intrinsic-Negative Diode), CdTe(Cadmium

Telluride), CZT(Cadmium Zinc Telluride), APD(Avalanche Photo Diode) 또는 GAPD(Geiger mode Avalanche Photo Diode) 등이 사용될 수 있다.

[0056] 신호증폭부(530)는 PET 검출기(510)로부터 입력된 미약한 전기적인 신호를 증폭하고, 신호채널수를 증폭시킴으로써 이후의 데이터 획득 및 신호처리를 가능하게 한다. 데이터획득부(550)는 전기적인 신호인 아날로그 신호를 PET 디지털 신호로 변환하여 신호처리 및 영상 재구성을 가능하게 한다. 신호 모델링 처리부(570)는 상기 본 실시예의 일 예에 따라 PET 디지털 신호로부터 모델링을 통하여 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호를 판단하고 영상구성에 포함될 PET 디지털 신호만을 추출하여 영상화를 위한 신호처리를 수행한다. 여기서는, 상기 제1 모델링 내지 제5 모델링 중 적어도 하나의 모델링방법을 이용할 수 있다.

[0057] 도 12는 본 실시예의 다른 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법을 보여주는 흐름도이다. PET-MRI 융합장치에서의 MRI 영상획득과정은 크게 RF 신호 여기 시간 및 RF 신호 획득 시간으로 구분할 수 있다. 이 중 PET 신호에 가장 많은 영향을 끼치는 것은 RF 신호 여기 시간이다. PET-MRI 융합장치를 이용하는 일정 시간 동안 RF에 의한 잡음이 주기적으로 PET 신호 처리에 영향을 끼친다. RF에 의한 잡음이 PET 신호 처리에 가장 많은 영향을 끼치는 경우는 PET 신호가 MR에 의해 영향을 받는 경우이며, 신호증폭부의 소모전류량이 급격하게 증가한다. 본 실시예의 다른 예는 이러한 현상을 이용한 것이다.

[0058] 도 12를 참조하면, PET 검출기로부터 입력된 미약한 전기적인 신호를 증폭시키는 신호증폭부의 소모전류를 실시간 측정한다(S710).

[0059] 소모전류의 상승폭이 임계값 보다 크다면(S720) 신호증폭부의 인가전압을 제어한다(S730). 구체적으로는, 신호증폭부의 인가전압을 감소시킬수 있다. 예를 들어, 정상적인 PET신호가 나타나는 때는 5V, 200 mA가 소모되고 증폭율이 1000이라면 PET 신호의 크기는 1V를 나타낸다. RF에 의한 잡음이 PET 신호 처리에 가장 많은 영향을 끼치는 때인 소모전류의 상승폭이 큰 경우는 신호증폭부의 인가전압을 4V, 250 mA가 소모되도록 조정하여 증폭율이 800가 되도록 제어한다. 이러한 경우 PET 신호의 크기는 0.8V를 나타낸다. 여기서, 소모전류의 상승폭이 임계값 보다 크게 되는 시간이 주기적으로 변동된다면 신호증폭부의 증폭률의 변동을 주기적으로 미리 프로그램화할 수 있으며, 신호증폭부의 증폭률의 변동을 주기적으로 제어할 수도 있다. 즉, 신호증폭부의 증폭률의 변동을 통해 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음을 제거한다.

[0060] 도 13은 본 실시예의 다른 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템을 보여주는 블록도이다.

[0061] 도 13을 참조하면, PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템(900)은 PET 검출기(910), 신호증폭부(930), 정전류 조절부(940), 데이터획득부(950) 및 신호처리부(970)를 포함한다.

[0062] PET 검출기(910)는 섬광결정(911) 및 광센서(913)를 포함하고, 피검사체에서 방출되는 감마선을 검출하여 변환된 섬광을 전기적인 신호로 변환시킨다. 신호증폭부(930)는 PET 검출기(910)로부터 입력된 미약한 전기적인 신호를 증폭하고, 신호채널수를 증폭시킴으로써 이후의 데이터 획득 및 신호처리를 가능하게 한다. 이러한 신호증폭부(930)의 증폭률은 일정하지 않고 RF에 의한 잡음이 PET 신호 처리에 가장 많은 영향을 끼치는 경우는 증폭률이 낮춰진다.

[0063] 정전류 조절부(940)는 신호증폭부(930)의 소모전류를 실시간 측정하여 소모전류의 상승폭이 임계값 보다 크다면 신호증폭부(930)의 인가전압을 제어한다. 구체적으로는, 신호증폭부(930)의 인가전압을 낮출 수 있다. 데이터획득부(950)는 전기적인 신호인 아날로그 신호를 샘플링을 통하여 디지털 신호로 변환한다. 신호처리부(970)는 획득된 PET 디지털 신호로 영상화를 위한 신호처리를 한다.

[0064] 본 실시예의 일 예에 따른 모델링을 이용한 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법과 본 실시예의 다른 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음제거방법이 동시에 함께 이용될 수 있으며, 본 실시예의 일 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템의 특징과 본 실시예의 다른 예에 따른 PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템의 특징이 PET-MRI 융합장치 내에 동시에 공존할 수 있다.

[0065] 도 14는 본 실시예의 일 예에 따라 PET-MRI 융합장치에서의 PET 신호의 잡음을 제거한 후의 에너지 스펙트럼을 보여주는 그래프이다. 도 14를 참조하면, 잡음이 제거된 것을 확인할 수 있다.

[0066] 본 실시예에서 사용되는 '~부'라는 용어는 소프트웨어 또는 FPGA(field-programmable gate array) 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, '~부'는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 '~부'는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. '~부'는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 '~부'는 소프트웨어 구성요소들,

객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로코드, 회로, 데이터,데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들, 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 '~부'들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 '~부'들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 '~부'들로 더 분리될 수 있다. 뿐만 아니라, 구성요소들 및 '~부'들은 디바이스 또는 보안 멀티미디어카드 내의 하나 또는 그 이상의 CPU들을 재생시키도록 구현될 수도 있다.

[0067] 상술한 모든 기능은 상기 기능을 수행하도록 코딩된 소프트웨어나 프로그램 코드 등에 따른 마이크로프로세서, 제어기, 마이크로제어기, ASIC(Application Specific Integrated Circuit) 등과 같은 프로세서에 의해 수행될 수 있다. 상기 코드의 설계, 개발 및 구현은 본 발명의 설명에 기초하여 당업자에게 자명하다고 할 것이다.

[0068] 또한, 프로그램은 기록 매체로서의 하드 디스크나 ROM(Read Only Memory)에 미리 기록하여 둘 수가 있거나 플렉시블 디스크, CD-ROM(Compact Disc Read Only Memory), MO(Magneto optical)디스크, DVD(Digital Versatile Disc), 자기 디스크, 반도체 메모리 등의 착탈 가능 기록 매체에, 일시 목표 또는 영속적으로 저장해 둘 수 있다. 이와 같은 착탈 가능 기록 매체는 패키지 소프트웨어로서 제공할 수 있다.

[0069] 이상 본 발명에 대하여 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시켜 실시할 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 따라서 상술한 실시예에 한정되지 않고, 본 발명은 이하의 특허청구범위의 범위 내의 모든 실시예들을 포함한다고 할 것이다.

부호의 설명

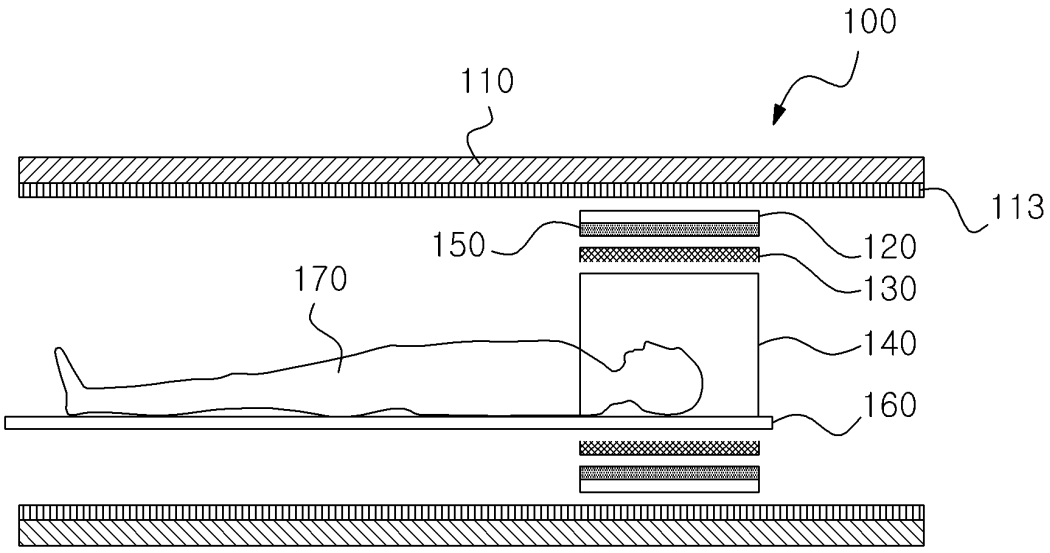
[0070] 500: PET-MRI 융합장치에서의 PET 시스템 510: PET 검출기

530: 신호증폭부 550: 데이터획득부

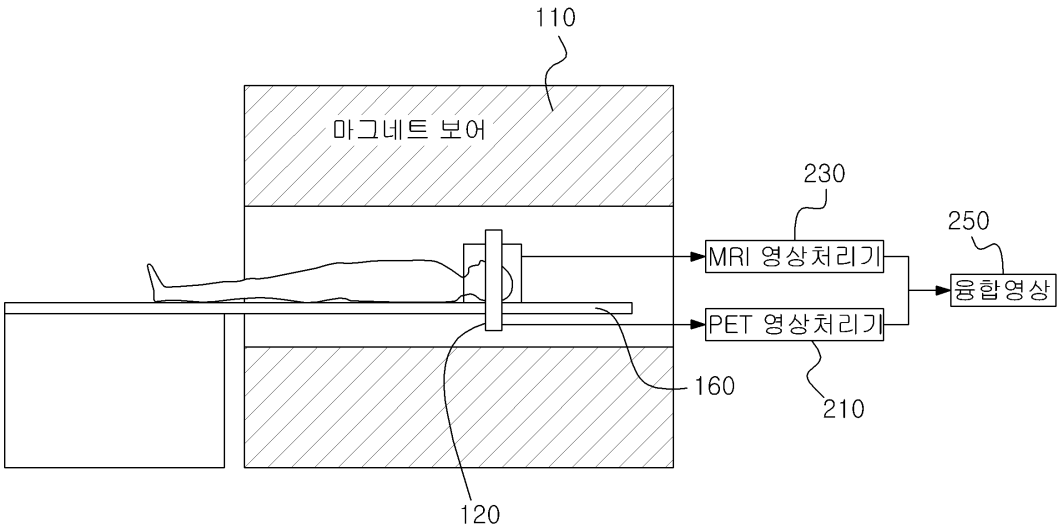
570: 신호 모델링 처리부

도면

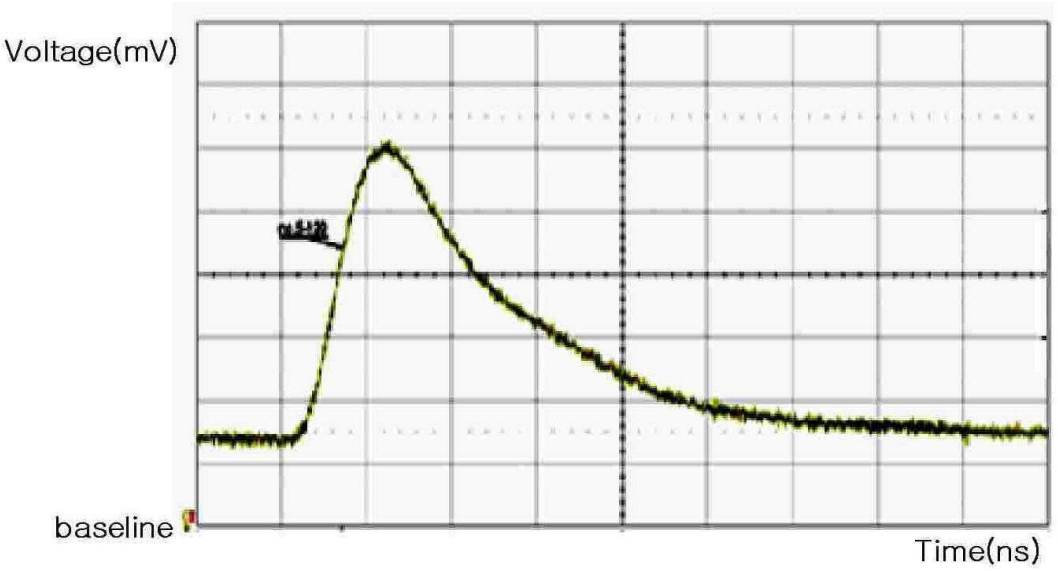
도면1



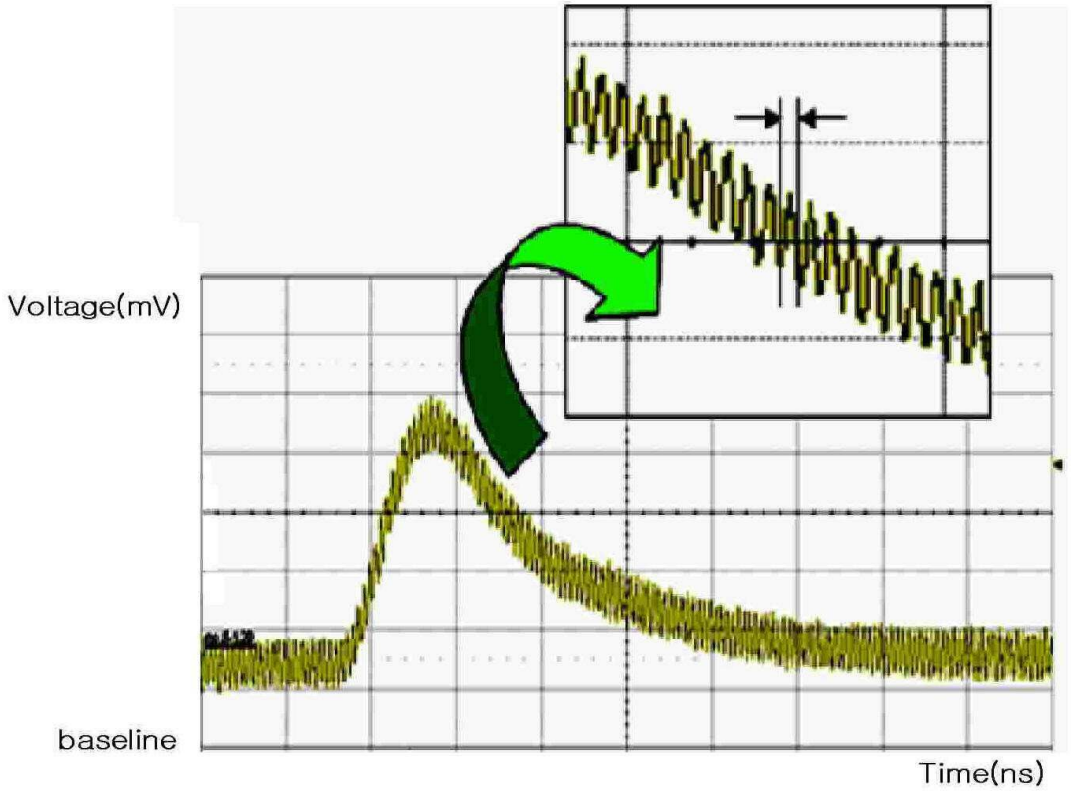
도면2


110
마그네트 보어
230
MRI 영상처리기
250
융합영상
PET 영상처리기
160
210
120

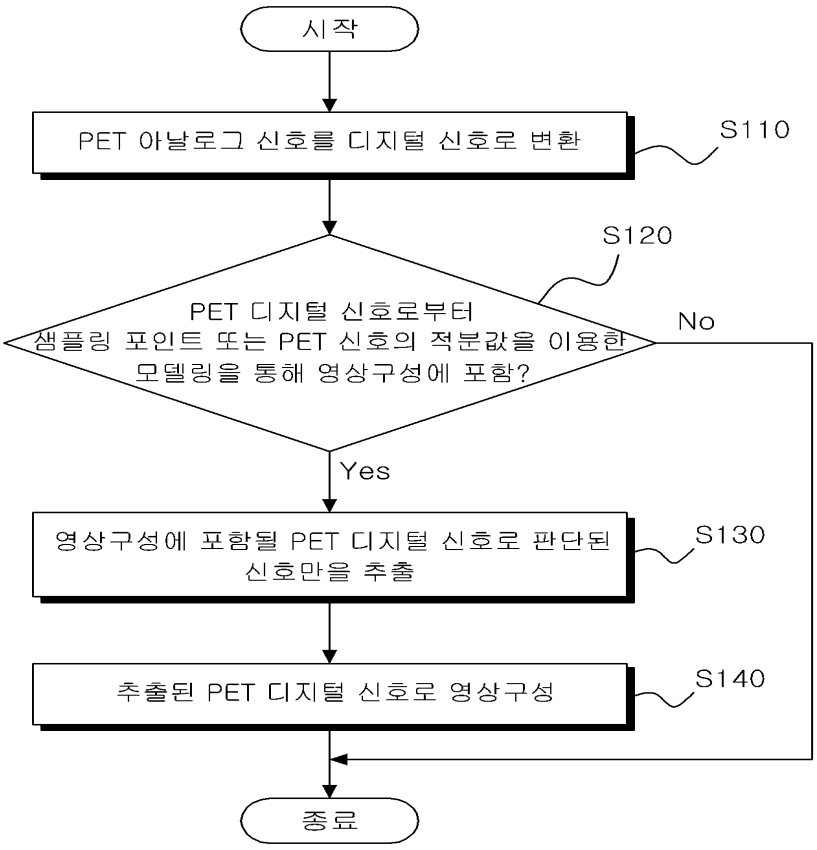
도면3


Voltage(mV)
baseline
Time(ns)

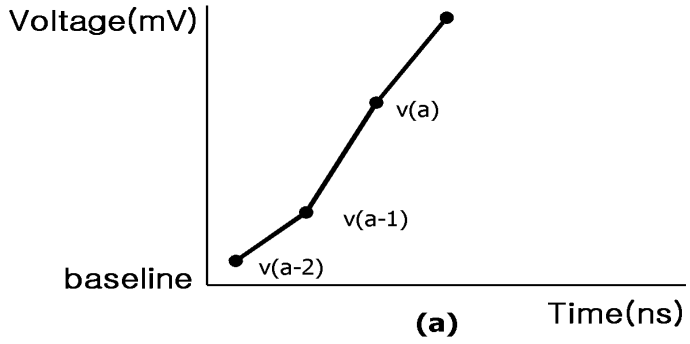
도면4


Voltage(mV)
baseline
Time(ns)

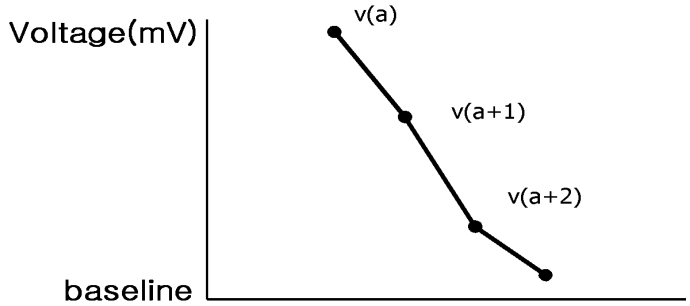
도면5


시작
PET 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환
S110
S120
PET 디지털 신호로부터
샘플링 포인트 또는 PET 신호의 적분값을 이용한
모델링을 통해 영상구성에 포함?
No
Yes
영상구성에 포함될 PET 디지털 신호로 판단된
신호만을 추출
S130
추출된 PET 디지털 신호로 영상구성
S140
종료

도면6

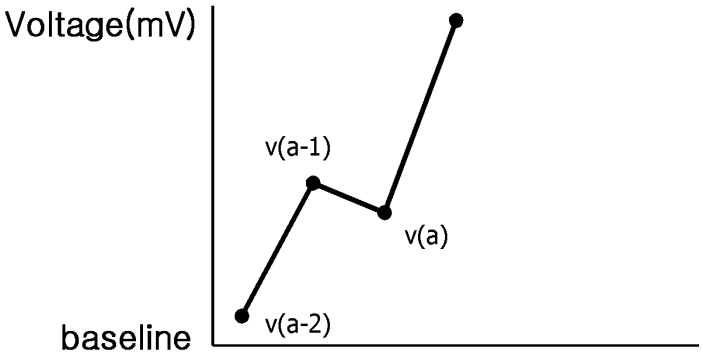


(a)



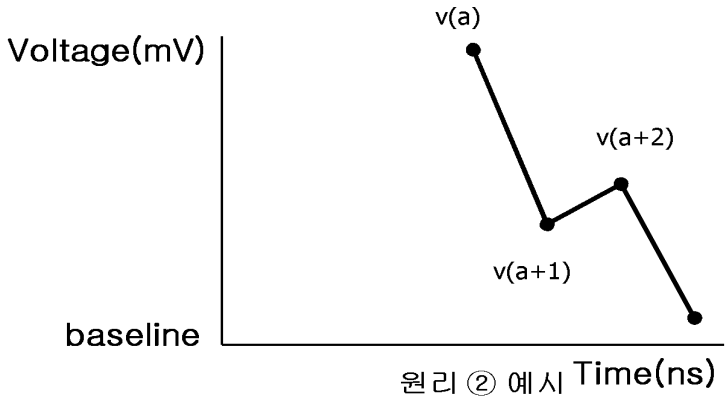
(b)

도면7

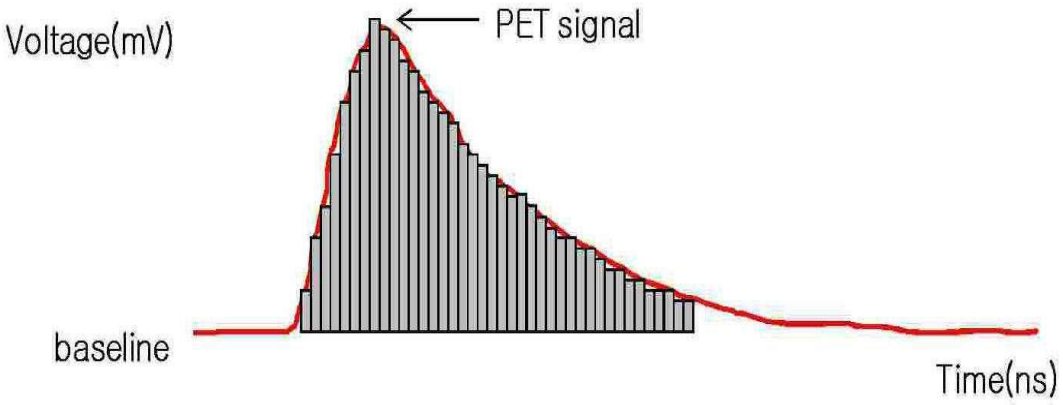


원리 ① 예시

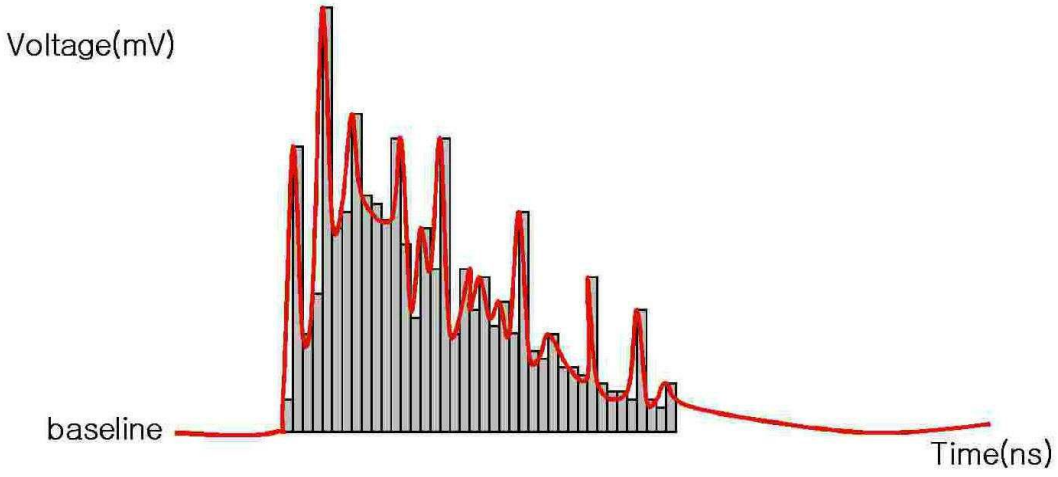
도면8


v(a)
Voltage(mV)
v(a+2)
v(a+1)
baseline
원리 ② 예시
Time(ns)

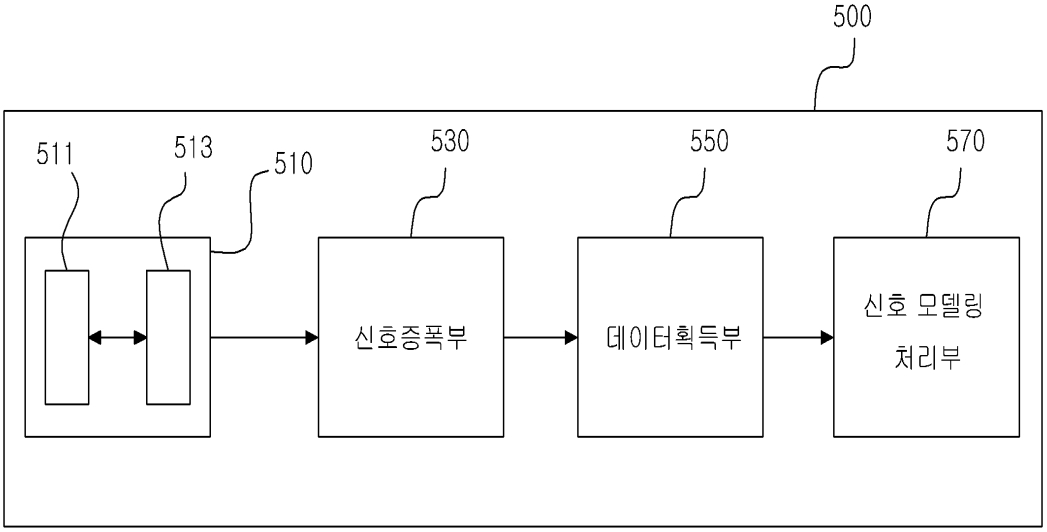
도면9


Voltage(mV)
PET signal
baseline
Time(ns)

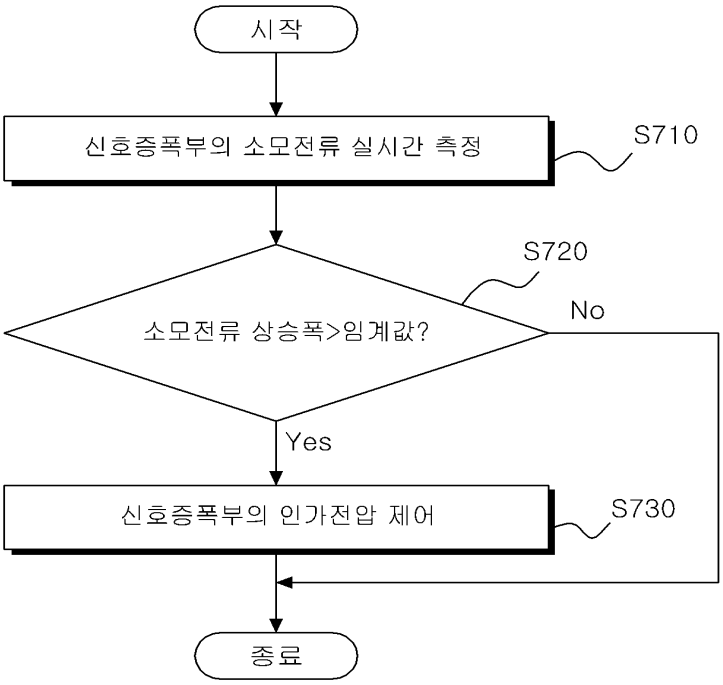
도면10


Voltage(mV)
baseline
Time(ns)

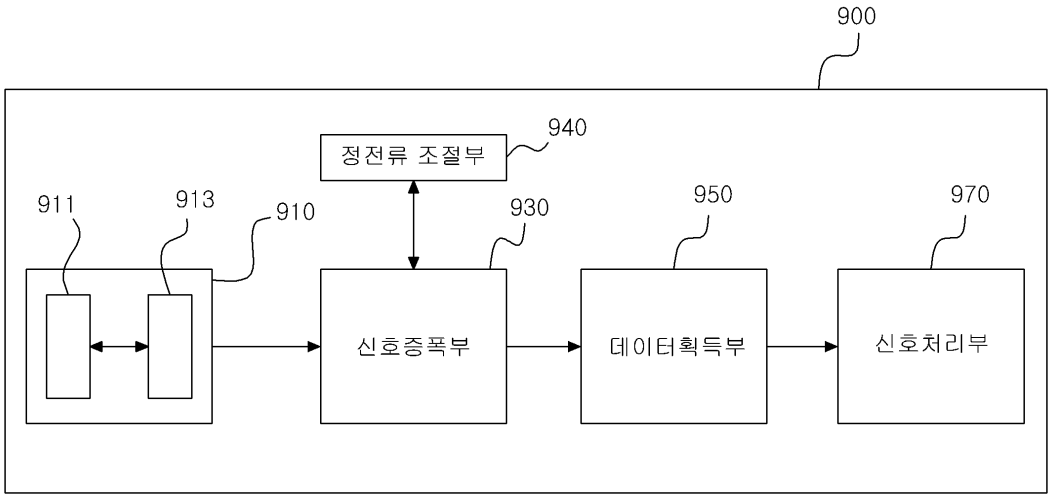
도면11


500
511
513
510
530
550
570
신호증폭부
데이터획득부
신호 모델링
처리부

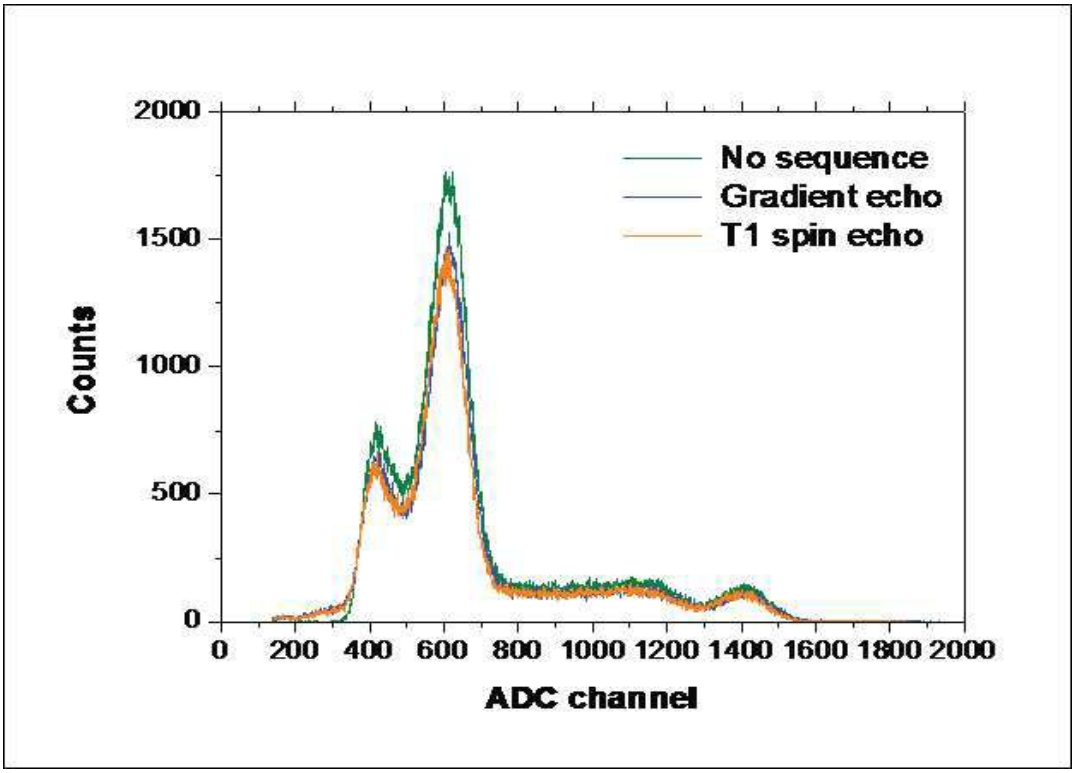
도면12


시작
신호증폭부의 소모전류 실시간 측정
S710
S720
소모전류 상승폭>임계값?
No
Yes
신호증폭부의 인가전압 제어
S730
종료

도면13


900
940
정전류 조절부
911
913
910
930
950
970
신호증폭부
데이터획득부
신호처리부

도면14


2000
1500
1000
500
0
Counts
No sequence
Gradient echo
T1 spin echo
0
200
400
600
800
1000
1200
1400
1600
1800
2000
ADC channel