



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년04월20일
 (11) 등록번호 10-1851058
 (24) 등록일자 2018년04월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) **A61B 5/0456** (2006.01)
 (52) CPC특허분류
A61B 5/0066 (2013.01)
A61B 5/0456 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2016-0052340
 (22) 출원일자 2016년04월28일
 심사청구일자 2016년04월28일
 (65) 공개번호 10-2017-0123108
 (43) 공개일자 2017년11월07일
 (56) 선행기술조사문헌
 JP2005199074 A*
 JP2016040005 A*
 US20070123771 A1*
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
한국과학기술원
 대전광역시 유성구 대학로 291(구성동)
 (72) 발명자
오왕열
 대전광역시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원)
박현상
 대전광역시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원)
 (뒷면에 계속)
 (74) 대리인
특허법인 무한

전체 청구항 수 : 총 14 항

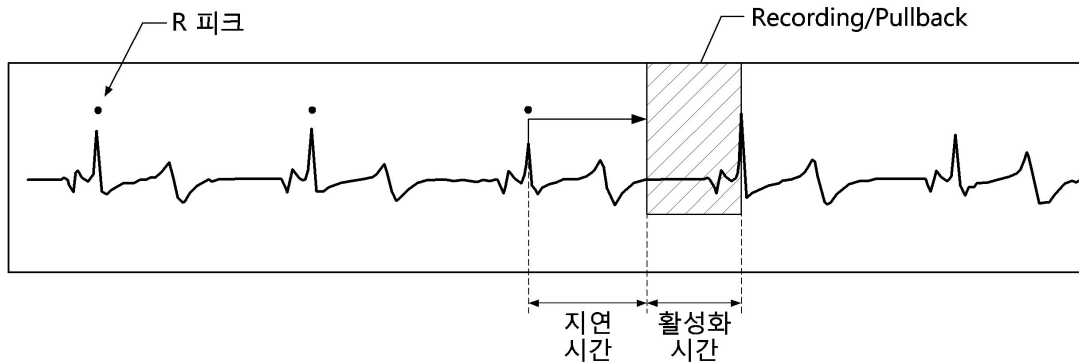
심사관 : 이재균

(54) 발명의 명칭 **수축기를 피하여 OCT 이미징을 수행하는 방법 및 이를 수행하는 장치들**

(57) 요약

수축기를 피하여 OCT 이미징을 수행하는 방법 및 이를 수행하는 장치들이 개시된다. 일 실시예에 따른 OCT 장치의 OCT 이미징을 제어하기 위한 트리거 장치는 샘플로부터 심전도 신호를 감지하는 전극과, 상기 심전도 신호의 심전도 주기에 기초하여 상기 OCT 장치가 상기 샘플의 심근의 수축기를 피하여 상기 OCT 이미징을 수행하도록 제어하는 컨트롤러를 포함한다.

대표도



(72) 발명자
김대식
 대전광역시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원)
장선주
 대전광역시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원)

조한샘
 대전광역시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI15C0001
 부처명 보건복지부
 연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
 연구사업명 연구중심병원 육성 R&D
 연구과제명 뇌혈관 수술현미경용 OCT 혈관영상기기 개발 및 수술 중 미세혈관 영상 센터 플랫폼 구축
 기여율 1/2
 주관기관 한국과학기술원
 연구기간 2016.01.16 ~ 2017.01.15

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2010-0017465
 부처명 미래창조과학부
 연구관리전문기관 한국연구재단
 연구사업명 이공분야기초연구사업 - 중견연구자지원사업 - 도약(도전)
 연구과제명 관상동맥 전부분의 고해상도 이미징을 위한 초고속/다기능 OFDI 시스템 개발
 기여율 1/2
 주관기관 한국과학기술원
 연구기간 2010.05.01 ~ 2015.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

OCT 장치의 OCT 이미징을 제어하기 위한 트리거 장치에 있어서,

샘플로부터 심전도 신호를 감지하는 전극; 및

상기 심전도 신호의 심전도 주기에 기초하여 트리거 신호의 활성화 시간 및 지연 시간을 결정하고, 상기 OCT 장치가 상기 샘플의 심근의 수축기를 피하여 상기 트리거 신호의 활성화 시간 동안 상기 OCT 이미징을 수행하도록 제어하는 컨트롤러

를 포함하는 트리거 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 심전도 주기는 상기 심전도 신호에 포함된 R파를 기준으로 한 심전도 주기인 트리거 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 컨트롤러는,

상기 OCT 장치가 상기 샘플의 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 풀백하는 동작과 상기 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 시작하도록 제어하기 위한 상기 트리거 신호를 생성하는 트리거 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 컨트롤러는,

상기 심전도 신호의 검출로부터 상기 지연 시간 이후에 상기 트리거 신호를 상기 OCT 장치로 출력하는 트리거 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 지연 시간은 상기 심전도 주기의 제1 비율에 상응하고, 상기 트리거 신호의 활성화 시간은 상기 심전도 주기의 제2 비율에 상응하고, 상기 제1 비율과 상기 제2 비율은 상기 지연 시간과 상기 활성화 시간의 합이 상기 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정되는 트리거 장치.

청구항 6

샘플로부터 심전도 신호를 감지하고, 상기 심전도 신호의 심전도 주기에 기초하여 트리거 신호의 활성화 시간 및 지연 시간을 결정함으로써 상기 트리거 신호를 생성하는 트리거 장치; 및

상기 트리거 신호에 응답하여 상기 샘플의 심근의 수축기를 피하여 상기 트리거 신호의 활성화 시간 동안 OCT 이미징을 수행하는 OCT 장치

를 포함하는 OCT 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 심전도 주기는 상기 심전도 신호에 포함된 R파를 기준으로 한 심전도 주기인 OCT 시스템.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 OCT 장치는,

상기 트리거 신호에 응답하여 상기 샘플의 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 폴백하는 동작과 상기 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 시작하는 OCT 시스템.

청구항 9

제6항에 있어서,

상기 트리거 장치는,

상기 심전도 신호의 검출로부터 상기 지연 시간 이후에 상기 트리거 신호를 상기 OCT 장치로 출력하는 OCT 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 지연 시간은 상기 심전도 주기의 제1 비율에 상응하고, 상기 트리거 신호의 활성화 시간은 상기 심전도 주기의 제2 비율에 상응하고, 상기 제1 비율과 상기 제2 비율은 상기 지연 시간과 상기 활성화 시간의 합이 상기 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정되는 OCT 시스템.

청구항 11

샘플로부터 심전도 신호를 감지하는 단계;

상기 심전도 신호의 심전도 주기에 기초하여 트리거 신호의 활성화 시간 및 지연 시간을 결정하는 단계; 및

상기 샘플의 심근의 수축기를 피하여 상기 트리거 신호의 활성화 시간 동안 OCT 이미징을 수행하는 단계를 포함하는 OCT 이미징 수행 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 심전도 주기는 상기 심전도 신호에 포함된 R파를 기준으로 한 심전도 주기인 OCT 이미징 수행 방법.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 수행하는 단계는,

상기 심전도 신호의 검출로부터 상기 지연 시간 이후에 상기 샘플의 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 폴백하는 동작과 상기 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 시작하는 단계

를 포함하는 OCT 이미징 수행 방법.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 지연 시간은 상기 심전도 주기의 제1 비율에 상응하고, 상기 OCT 이미징의 수행 시간은 상기 심전도 주기의 제2 비율에 상응하고, 상기 제1 비율과 상기 제2 비율은 상기 지연 시간과 상기 수행 시간의 합이 상기 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정되는 OCT 이미징 수행 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 아래 실시예들은 수축기를 피하여 OCT 이미징을 수행하는 방법 및 이를 수행하는 장치들에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 광간섭단층촬영(Optical coherence tomography(OCT))과 같은 광학적 단층 촬영 장치는 비접촉 방식에 의하여 절개 없이 대상체의 내부 영상을 촬영할 수 있는 장치이다. OCT는 컴퓨터 단층 촬영(Xray computed tomography; CT), 초음파 영상촬영(ultrasound imaging), 자기 공명 영상 촬영기와 같은 기존의 계측 장비들이 갖는 인체 유해성 문제, 가격 문제 및 측정 분해능 문제를 보완한 영상 촬영 기술이다.

[0003] 2세대 광간섭단층촬영(Second Generation Optical Coherence Tomography; 2nd OCT)은 파장 변환 레이저의 경로 차에 의해 발생하는 간섭 현상을 이용하여 깊이 방향의 정보를 얻고 빔 스캐닝을 통해 고해상도 3차원 영상을 제공한다. 이는 비접촉, 비침습적인 방식으로 적출 과정 없이 생체 조직을 깊이 수 mm까지의 관찰이 가능하여 적출이 불가능한 혈관 계통의 영상화에 많이 응용되고 있다. 가장 널리 쓰이는 분야의 하나로 심장에 혈액을 제공하는 관상동맥의 혈관 내 영상화가 있다.

[0004] OCT를 이용한 관상동맥 질환 진단은 기존 혈관내초음파영상(IVUS) 기술에 비하여 빠른 속도와 높은 해상도 덕분에 구조적으로 많은 정보를 줄 수 있어 임상에서 널리 사용되고 있다. 이러한 OCT를 이용한 관상동맥 이미징은 혈관 내에 삽입하는 내시경을 기반으로 이루어진다. 혈관의 3차원 구조를 촬영하기 위해 360도 회전과 동시에 내시경을 당기면서(pullback) 흡사 회오리감자와 같이 이미징하게 된다.

[0005] 임상에서 일반적으로 수초 정도의 시간 동안 이미징을 하게 되는데, 이미징을 하는 기간 동안에도 환자 또는 샘플의 심장은 계속하여 뛰고 있기 때문에 심박에 의하여 혈관이 수축, 이완을 반복하게 된다. 특히 수축기에 심혈관이 급속히 움직이게 된다. 심혈관 질환은 심혈관을 막아 심장에 혈류를 통한 산소 공급이 이뤄지지 않게 될 경우 심정지를 유발 할 가능성이 가장 중요한 요소이므로, 심혈관의 내강 넓이 역시 심혈관 질환의 진단에 있어 가장 중요한 요소가 된다.

[0006] 심박, 특히 수축기에 의한 물리적인 영향으로 심혈관 넓이가 변화하게 되면 심혈관 중 어떤 위치가 좁아졌는지, 구조적 FFR분석을 통하여 어떤 부위에서 혈류의 저항이 높은지 등 관상동맥 질환의 진단에 지대한 영향을 주게 된다. 이는 심근의 수축에 의한 관상동맥의 3차원 이미지의 왜곡으로 나타난다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 실시예들은 심박에 의한 물리적 움직임이 큰 수축기를 피하여 물리적 움직임이 최소화되는 이완기에만 관상동맥

의 OCT 이미징을 수행하는 기술을 제공할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0008] 일 실시예에 따른 OCT 장치의 OCT 이미징을 제어하기 위한 트리거 장치는 샘플로부터 심전도 신호를 감지하는 전극과, 상기 심전도 신호의 심전도 주기에 기초하여 상기 OCT 장치가 상기 샘플의 심근의 수축기를 피하여 상기 OCT 이미징을 수행하도록 제어하는 컨트롤러를 포함할 수 있다.
- [0009] 상기 심전도 주기는 상기 심전도 신호에 포함된 R파를 기준으로 한 심전도 주기일 수 있다.
- [0010] 상기 컨트롤러는 상기 OCT 장치가 상기 샘플의 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 폴백하는 동작과 상기 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 시작하도록 제어하기 위한 트리거 신호를 생성할 수 있다.
- [0011] 상기 컨트롤러는 상기 심전도 신호의 검출로부터 지연 시간 이후에 상기 트리거 신호를 상기 OCT 장치로 출력할 수 있다.
- [0012] 상기 지연 시간은 상기 심전도 주기의 제1 비율에 상응하고, 상기 트리거 신호의 활성화 시간은 상기 심전도 주기의 제2 비율에 상응하고, 상기 제1 비율과 상기 제2 비율은 상기 지연 시간과 상기 활성화 시간의 합이 상기 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정될 수 있다.
- [0013] 일 실시예에 따른 OCT 시스템은 샘플로부터 심전도 신호를 감지하고, 상기 심전도 신호의 심전도 주기에 기초하여 트리거 신호를 생성하는 트리거 장치와, 상기 트리거 신호에 응답하여 상기 샘플의 심근의 수축기를 피하여 OCT 이미징을 수행하는 OCT 장치를 포함할 수 있다.
- [0014] 상기 심전도 주기는 상기 심전도 신호에 포함된 R파를 기준으로 한 심전도 주기일 수 있다.
- [0015] 상기 OCT 장치는 상기 트리거 신호에 응답하여 상기 샘플의 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 폴백하는 동작과 상기 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 시작할 수 있다.
- [0016] 상기 트리거 장치는 상기 심전도 신호의 검출로부터 지연 시간 이후에 상기 트리거 신호를 상기 OCT 장치로 출력할 수 있다.
- [0017] 상기 지연 시간은 상기 심전도 주기의 제1 비율에 상응하고, 상기 트리거 신호의 활성화 시간은 상기 심전도 주기의 제2 비율에 상응하고, 상기 제1 비율과 상기 제2 비율은 상기 지연 시간과 상기 활성화 시간의 합이 상기 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정될 수 있다.
- [0018] 일 실시예에 따른 OCT 이미징 수행 방법은 샘플로부터 심전도 신호를 감지하는 단계와, 상기 심전도 신호의 주기에 기초하여 샘플의 심근의 수축기를 피하여 OCT 이미징을 수행하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 상기 심전도 주기는 상기 심전도 신호에 포함된 R파를 기준으로 한 심전도 주기일 수 있다.
- [0020] 상기 수행하는 단계는 상기 심전도 신호의 검출로부터 지연 시간 이후에 상기 샘플의 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 폴백하는 동작과 상기 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 시작하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0021] 상기 지연 시간은 상기 심전도 주기의 제1 비율에 상응하고, 상기 OCT 이미징의 수행 시간은 상기 심전도 주기의 제2 비율에 상응하고, 상기 제1 비율과 상기 제2 비율은 상기 지연 시간과 상기 수행 시간의 합이 상기 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0022] 도 1은 일 실시예에 따른 OCT 시스템의 개략적인 블록도이다.
- 도 2는 도 1에 도시된 트리거 장치의 개략적인 블록도이다.
- 도 3은 트리거 장치의 동작을 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 4는 도 1에 도시된 OCT 장치의 블록도이다.
- 도 5는 도 4에 도시된 파장 변환 장치의 예들을 나타낸다.
- 도 6은 도 1에 도시된 OCT 시스템의 동작을 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0023] 본 명세서에서 개시되어 있는 본 발명의 개념에 따른 실시예들에 대해서 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로서, 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서에 설명된 실시예들에 한정되지 않는다.
- [0024] 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 변경들을 가할 수 있고 여러 가지 형태들을 가질 수 있으므로 실시예들을 도면에 예시하고 본 명세서에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 특정한 개시형태들에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.
- [0025] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만, 예를 들어 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 이탈되지 않은 채, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.
- [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. 구성요소들 간의 관계를 설명하는 표현들, 예를 들어 “~사이에”와 “바로~사이에” 또는 “~에 이웃하는”과 “~에 직접 이웃하는” 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.
- [0027] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예들을 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, “포함하다” 또는 “가지다” 등의 용어는 실시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 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 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0030] 이하, 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나, 특허출원의 범위가 이러한 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [0032] 도 1은 일 실시예에 따른 OCT 시스템의 개략적인 블록도이다.
- [0033] 도 1을 참조하면, OCT 시스템은 트리거 장치(100) 및 OCT 장치(200)를 포함할 수 있다.
- [0034] OCT 장치(200)는 OCT 이미징을 수행할 수 있다. 예를 들어, OCT 장치(200)는 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 회전시키면서 2D 이미지를 획득하고, 이미징 카테터를 풀백하면서 3D 이미지를 획득할 수 있다.
- [0035] OCT 장치(200)가 심혈관을 이미징하는 동안 생성되는 이미지는 심장의 움직임, 즉 심근의 수축에 의해서 왜곡(예를 들어, 동작 잡음(motion artifact))이 발생할 수 있다. 예를 들어, 이미지는 2D 이미지 및/또는 3D 이미지를 포함할 수 있다. 심근의 수축에 의한 관상동맥에서 발생하는 이미지의 왜곡은 심전도 신호에 포함된 어느 파가 나타난 직후 나타날 수 있다.
- [0036] 트리거 장치(100)는 심전도 신호에 기초하여 심근의 수축에 의한 관상동맥에서 발생하는 이미지의 왜곡이 가장 큰 시점, 즉 심근의 수축기를 예측하고, OCT 장치(200)가 수축기를 피해 이미징을 하도록 제어할 수 있다.
- [0037] 이에, OCT 장치(200)는 트리거 장치(100)의 제어에 따라 OCT 이미징 동작을 시작할 수 있다. 즉, OCT 장치(200)는 심박에 의한 물리적 움직임이 큰 수축기를 피하여 물리적 움직임이 최소화되는 이완기에만 관상동맥의 OCT 이미징을 수행할 수 있다.

- [0038] OCT 장치(200)로부터 생성된 2D 이미지 및/또는 3D 이미지의 왜곡이 줄어들어, OCT 장치(200)는 촬영한 조직의 구조를 보다 정확하게 파악할 수 있다.
- [0039] 이를 통해, 구조적인 정보를 통하여 정확한 진단 뿐만 아니라, 심박에 의한 큰 왜곡으로 인해 한계를 갖던 OCT FFR(압력측정술; Fractional Flow Reserve)과 같은 분석 방법의 도입을 가속화할 수 있으며, 의사, 환자 모두에게 보다 더 신뢰성 있고, 보다 많은 정보를 제공할 수 있다.
- [0040] 도 1에서는 트리거 장치(100)가 OCT 장치(200)의 외부에 구현된 것으로 도시되어 있지만, 반드시 이에 한정되지 않으며, 실시예에 따라 트리거 장치(100)는 OCT 장치(200)의 내부에 구현될 수 있다.
- [0042] 도 2는 도 1에 도시된 트리거 장치의 개략적인 블록도이고, 도 3은 트리거 장치의 동작을 설명하기 위한 개념도이다.
- [0043] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 트리거 장치(100)는 심전도 신호를 샘플로부터 감지하고, 심전도 신호를 이용하여 전기적 처리 과정을 수행할 수 있다. 예를 들어, 샘플은 인간, 환자, 또는 동물을 포함할 수 있다.
- [0044] 트리거 장치(100)는 심전도 신호에 포함된 R파의 심전도 주기를 분석함으로써 심근의 수축기를 예측할 수 있다. 심근의 수축에 의한 관상동맥에서 발생하는 이미지의 왜곡은 심전도 신호에 포함된 복수의 파들 중에서 가장 진폭이 크고 날카로운 R파의 피크가 나타난 직후 가장 클 수 있다.
- [0045] 즉, 트리거 장치(100)는 복수의 파들 중에서 R파를 심전도 주기의 기준점으로 선택하고, R 파의 피크를 검출함으로써 R파의 심전도 주기를 분석할 수 있다.
- [0046] 트리거 장치(100)는 ECG 전극(electrode; 110) 및 컨트롤러(130)를 포함할 수 있다.
- [0047] ECG 전극(110)은 샘플로부터 심전도 신호를 수신(또는 감지)할 수 있다. 예를 들어, 심전도 신호는 생체의 신체 활동, 상태에 따라 민감하므로 기본적인 P, Q, R, S, T 파형을 유지하되 저주파 노이즈를 포함할 수 있다.
- [0048] 컨트롤러(130)는 심전도 신호에 포함된 R파의 심전도 주기를 분석하고, R파의 심전도 주기에 기초하여 OCT 장치(200)가 샘플의 심근의 수축기를 피하여 OCT 이미징을 수행하도록 제어할 수 있다.
- [0049] 컨트롤러(130)는 고역 필터(high pass filter; 131), 증폭기(amplifier; 133), 비교기(comparator; 135), 타이머(timer; 137), 및 MCU(micro controller unit; 139)를 포함할 수 있다.
- [0050] 고역 필터(131)는 심전도 신호의 저주파 노이즈를 제거할 수 있다. 즉, 고역 필터(131)는 P, Q, R, S, T 파형만을 포함하는 심전도 신호를 생성할 수 있다. 고역 필터(131)는 저주파 노이즈가 제거된 심전도 신호를 증폭기(133)로 출력할 수 있다.
- [0051] 증폭기(133)는 고역 필터(131)로부터 출력된 심전도 신호를 증폭할 수 있다. 증폭기(133)는 증폭된 심전도 신호를 비교기(135)로 출력할 수 있다.
- [0052] 비교기(135)는 증폭된 심전도 신호와 문턱 값과 비교하고, 비교 결과에 따라 비교 신호를 출력할 수 있다. 예를 들어, 비교기(135)는 증폭된 심전도 신호가 문턱 값보다 큰 경우에만 비교 신호(예를 들어, 5V 신호)를 출력할 수 있다.
- [0053] 증폭기(133)와 비교기(135)의 순서는 바뀔 수 있으며, 증폭기(133)와 비교기(135)를 통해 가장 진폭이 크고 날카로운 R파가 추출될 수 있다.
- [0054] 타이머(137)는 비교 신호의 출력 간격을 측정하고, 측정 정보를 생성할 수 있다. 예를 들어, 타이머(137)는 비교 신호의 출력 간격을 측정함으로써 R파와 다음 R파 사이의 시간차를 측정할 수 있다. 측정 정보는 R파와 다음 R파 사이의 시간차에 대한 정보일 수 있다.
- [0055] MCU(139)는 타이머(137)로부터 출력된 측정 정보에 기초하여 R파의 심전도 주기를 획득할 수 있다.
- [0056] MCU(139)는 R파의 심전도 주기에 기초하여 OCT 장치(200)의 동작을 제어하기 위한 트리거 신호를 생성할 수 있다. 예를 들어, 트리거 신호는 OCT 장치(200)가 샘플의 혈관에 삽입된 이미징 카테터를 폴백하는 동작과 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 시작하도록 제어하기 위한 신호일 수 있다.
- [0057] MCU(139)는 R파의 피크 검출로부터 지연 시간 이후에 트리거 신호를 OCT 장치로 출력할 수 있다. 즉, MCU(139)는 R파의 피크를 검출하고, 일정 시간을 지연한 후에 트리거 신호를 OCT 장치(200)로 출력할 수 있다.
- [0058] 심근의 수축에 의해서 혈관이 영향을 받는 것은 R파가 나타난 이후 어느 정도 시간이 지난 후일 수 있다.

이에, MCU(139)는 지연 시간을 통해 이를 피하고, 트리거 신호를 OCT로 출력할 수 있다.

- [0059] 도 3에 도시된 바와 같이, MCU(139)는 여러 번의 R 파 간격 측정을 평균 내어 지연 시간을 계산할 수 있다. MUC(139)는 다음 R파를 검출하고, 지연 시간 동안 기다린 후 트리거 신호를 OCT 장치(200)로 출력할 수 있다. 이에, OCT 장치(200)는 트리거 신호의 활성화 시간 동안 OCT 이미징을 수행할 수 있다. 즉, 트리거 신호의 활성화 시간은 OCT 이미징의 수행 시간을 의미할 수 있다.
- [0060] 지연 시간은 R파의 심전도 주기의 제1 비율에 상응할 수 있다. 이때, 트리거 신호의 활성화 시간(또는 구간)은 R파의 심전도 주기의 제2 비율에 상응할 수 있다. 트리거 신호의 활성화 시간은 심근 수축에 의한 왜곡이 최소화되는 시간(또는 구간), 즉 심근 이완기에 대응될 수 있다.
- [0061] 예를 들어, 제1 비율은 R파의 심전도 주기의 60%이고, 제2 비율은 R파의 심전도 주기의 30%일 수 있다. 다만, 반드시 이에 한정되지 않으며, 제1 비율과 제2 비율은 지연 시간과 활성화 시간의 합이 R파 간의 간격, 즉 R파의 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정될 수 있다.
- [0063] 도 4는 도 1에 도시된 OCT 장치의 블록도이고, 도 5는 도 4에 도시된 과장 변환 장치의 예들을 나타낸다.
- [0064] 도 1 내지 도 5를 참조하면, OCT 장치(200)는 과장변환 레이저(210), 커플러(coupler; 215), 기준 거울(reference mirror; 231), 시준기(collimator; 233), 복수의 서큘레이터(circulators; 241 및 243), 이미징 카테터(imaging catheter; 251), 회전 결합부(rotary junction; 253), 풀백 스테이지(pullback stage; 255), 및 검출기(detector; 270), DAQ(data acquisition; 280), 및 컴퓨터(computer; 290)을 포함할 수 있다.
- [0065] OCT 장치(200)는 회전 결합부(253)를 통해 혈관에 삽입된 이미징 카테터(251)를 회전시키면서 2D 이미지를 획득하고, 풀백 스테이지(255)를 통해 이미징 카테터(251)를 풀백하면서 3D 이미지를 획득할 수 있다.
- [0066] 이때, OCT 장치(200)는 트리거 신호에 응답하여 OCT 이미징을 수행할 수 있다. 예를 들어, OCT 장치(200)는 트리거 신호에 응답하여 혈관에 삽입된 이미징 카테터(251)를 풀백하는 동작과 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 동시에 시작할 수 있다.
- [0067] 과장변환 레이저(210)는 커플러(215)를 통해 빛의 일부를 기준 암(reference arm; 230)으로 출력하고, 빛의 일부를 시편 암(sample arm; 250)으로 출력할 수 있다.
- [0068] 과장변환 레이저(210)은 빛을 내고 증폭시키는 증폭 매질(gain medium; 210-1)과 시간에 따라 통과 대역(pass band)을 변환할 수 있는 가변 필터(tunable filter; 210-3)를 포함할 수 있다.
- [0069] 도 4에 도시된 바와 같이, 과장변환 레이저(210)는 (a)의 fiber based ring cavity laser 구조, (b)의 freespace ring cavity laser 구조, (c)의 freespace linear cavity laser 구조로 구현될 수 있다. 다만, 과장변환 레이저(210)는 반드시 이에 한정되지 않으며, 다양한 구조로 구현될 수 있다.
- [0070] 기준 암(230)에서는 과장변환 레이저(210)로부터 출력된 빛의 일부가 기준 거울(231)에서 반사될 수 있다. 기준 거울(231)에서 반사된 빛은 서큘레이터(241)를 통해 검출기(270)로 전달될 수 있다.
- [0071] 시편 암(250)에서는 과장변환 레이저(210)로부터 출력된 빛의 일부가 이미징 카테터(251)가 삽입된 혈관의 내벽에서 반사될 수 있다. 혈관의 내벽에서 반사된 빛은 서큘레이터(243)를 통해 검출기(270)로 전달될 수 있다.
- [0072] 이때, 회전 결합부(253)는 혈관에 삽입된 이미징 카테터(251)를 회전시킬 수 있다. 풀백 스테이지(255)는 트리거 신호에 응답하여 이미징 카테터(251)를 풀백할 수 있다.
- [0073] 검출기(270)는 시편 암(250)으로부터 반사되어 전달되는 빛과 기준 암(230)으로부터 반사되어 전달되는 빛에 대하여 평형 검출 방법을 통해 빛의 간섭 정보를 측정할 수 있다. 검출기(270)는 시준기(collimator), 거울(mirror), 빔 스플리터(beam splitter), 비교기 등으로 구현될 수 있다.
- [0074] DAQ(280)는 트리거 신호에 응답하여 간섭 정보를 기록할(또는 수집할) 수 있다.
- [0075] 컴퓨터(290)는 DAQ(290)에 기록된 간섭 정보를 이미지 프로세싱을 통해 이미지를 획득할 수 있다.
- [0076] 즉, OCT 장치(200)는 트리거 신호에 응답하여 심박에 의한 물리적 움직임이 큰 수축기를 피하여 물리적 움직임이 최소화되는 이완기에만 관상동맥의 OCT 이미징을 수행할 수 있다.
- [0078] 도 6은 도 1에 도시된 OCT 시스템의 동작을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0079] 도 6에서는 설명의 편의를 위해 샘플의 촬영을 위한 마취, 시스템 설치, catheterization 등 모든 준비가 된 것

으로 가정한다.

- [0080] 도 1 내지 도 6을 참조하면, 트리거 장치(100)는 연속적으로 R과 간의 간격을 측정하여 R과의 심전도 주기를 분석할 수 있다(S610).
- [0081] 트리거 장치(100)는 연속 측정을 통해 측정된 몇 개의 값들이 허용 오차 내에서 일정한지 판단을 함으로써 샘플의 심박이 일정한지 확인할 수 있다(S620). 트리거 장치(100)는 심박이 일정치 않으면 계속하여 측정을 수행할 수 있다(S610).
- [0082] 예를 들어, 트리거 장치(100)는 최근 세 번의 R과 간격을 평균 내고, 평균의 10%에 해당하는 허용 오차를 기준으로 삼을 수 있다. 이때, 트리거 장치(100)는 다음 심박에서 기준보다 짧거나 긴 R과 간격이 들어오면, 이를 부정맥으로 판단하고, 최근 세 번 R과의 평균에 포함시키지 않고, 트리거 신호 생성에 이용하지 않을 수 있다.
- [0083] 심박이 일정함이 확인될 때, OCT 장치(200)는 OCT 이미징을 위한 flushing을 수행할 수 있다(S630). OCT 장치(200)는 혈관에 혈액이 차 있어 빛이 투과하지 못하는 경우 flushing을 수행할 수 있다.
- [0084] OCT 장치(200)가 flushing을 완료하고, 사용자부터 OCT 이미징 허가를 받은 때, 트리거 장치(100)는 R과의 피크를 검출하고, 트리거 신호를 생성할 수 있다(S630).
- [0085] 트리거 장치(100)는 R과의 피크 검출로부터 지연 시간 이후에 트리거 신호를 OCT 장치로 출력할 수 있다(S650). OCT 장치(200)는 지연 시간 동안 촬영 대기만 할 뿐 아무런 동작이 수행하지 않을 수 있다. 지연 시간은 R과의 심전도 주기의 제1 비율에 상응할 수 있다.
- [0086] OCT 장치(200)는 트리거 신호에 응답하여 혈관에 삽입된 이미징 카테터(251)를 폴백하는 동작과 혈관에서 반사되는 빛에 연관된 간섭 정보를 기록하는 동작을 동시에 시작할 수 있다(S660). 이때, 트리거 신호의 활성화 시간(또는 활성화 구간)은 R과의 심전도 주기의 제2 비율에 상응할 수 있다. 즉, OCT 장치(200)는 트리거 신호의 활성화 시간 동안 OCT 이미징 동작을 수행할 수 있다.
- [0087] 예를 들어, 제1 비율은 R과의 심전도 주기의 60%이고, 제2 비율은 R과의 심전도 주기의 30%일 수 있다. 다만, 반드시 이에 한정되지 않으며, 제1 비율과 제2 비율은 지연 시간과 활성화 시간의 합이 R과 간의 간격, 즉 R과의 심전도 주기를 넘을 수 없는 범위 내에서 설정될 수 있다.
- [0088] OCT 장치(200)는 필요한 범위를 충분히 스캔하였는지 여부를 확인할 수 있다(S670). OCT 장치(200)가 필요한 범위를 충분히 스캔하지 못했을 경우, 단계 S640 내지 S670은 OCT 장치가 필요한 범위를 충분히 스캔할 때까지 반복될 수 있다.
- [0090] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPGA(field programmable gate array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(configuration)도 가능하다.
- [0091] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

[0092] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

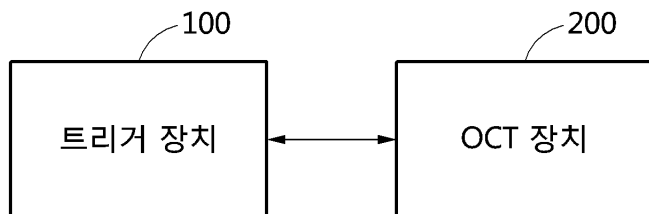
[0093] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

[0094] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

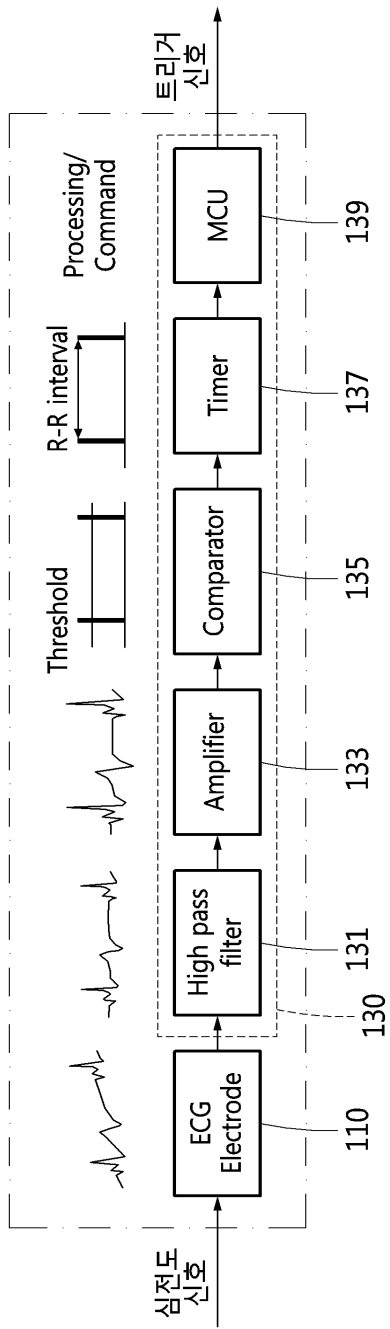
도면1

10

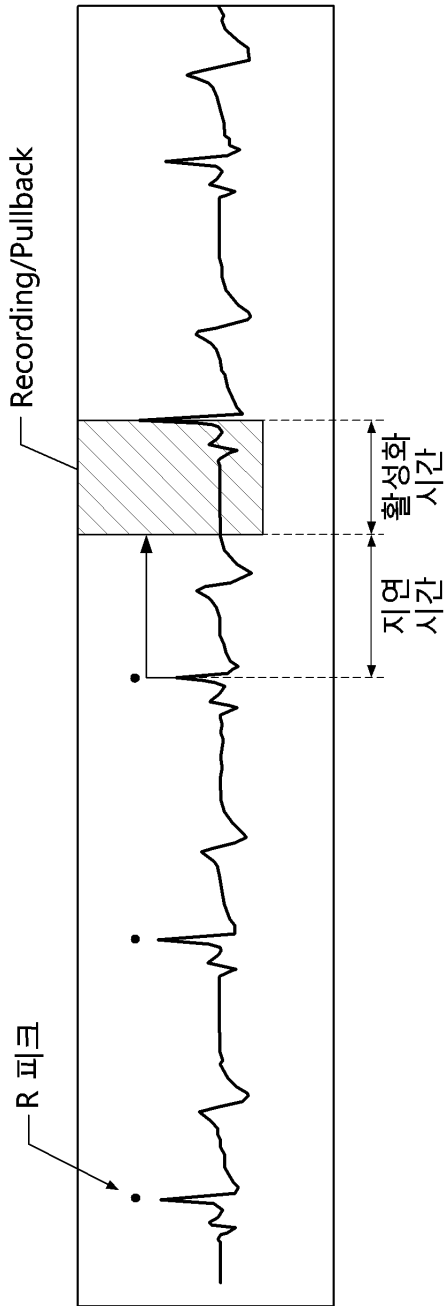


도면2

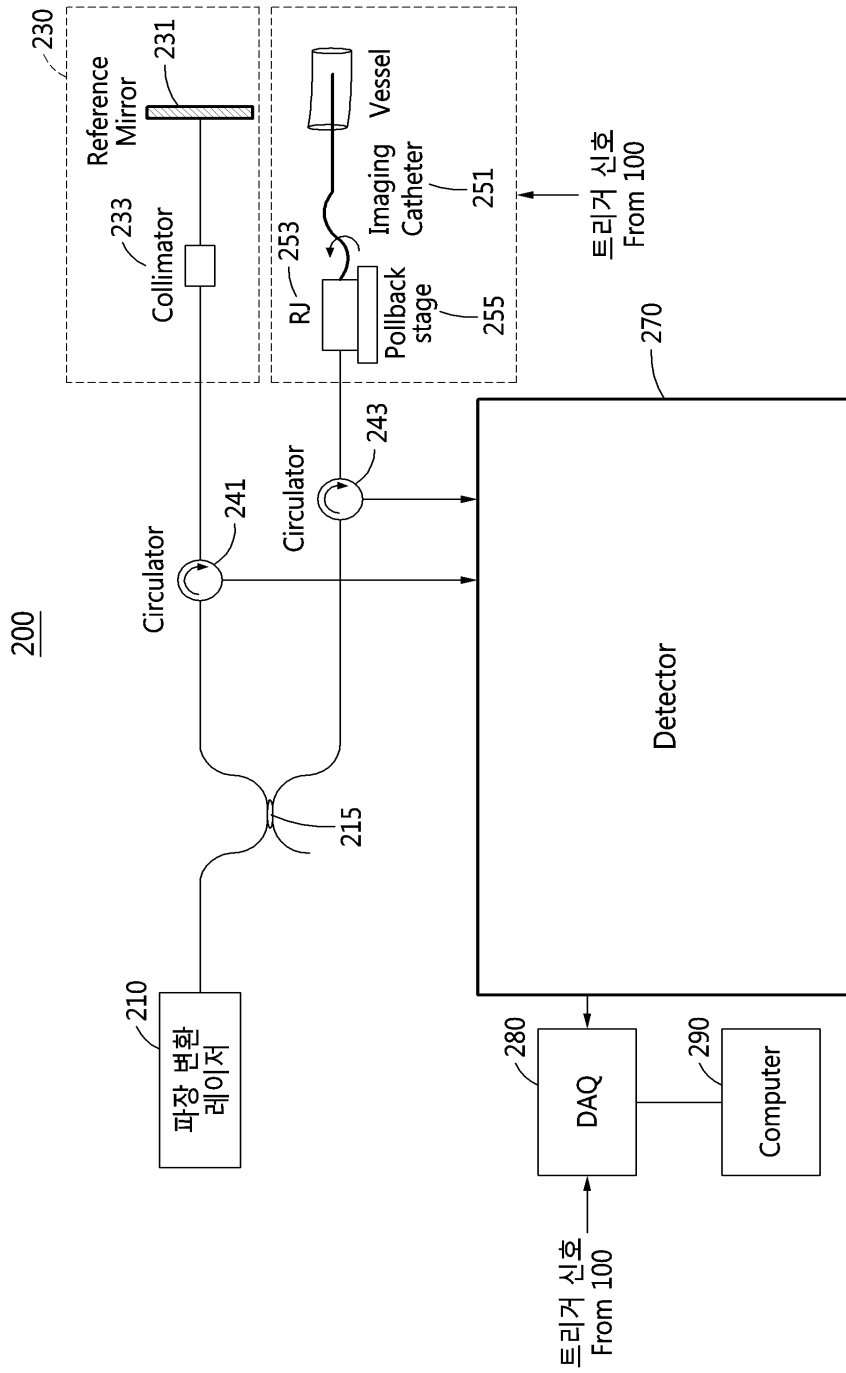
100



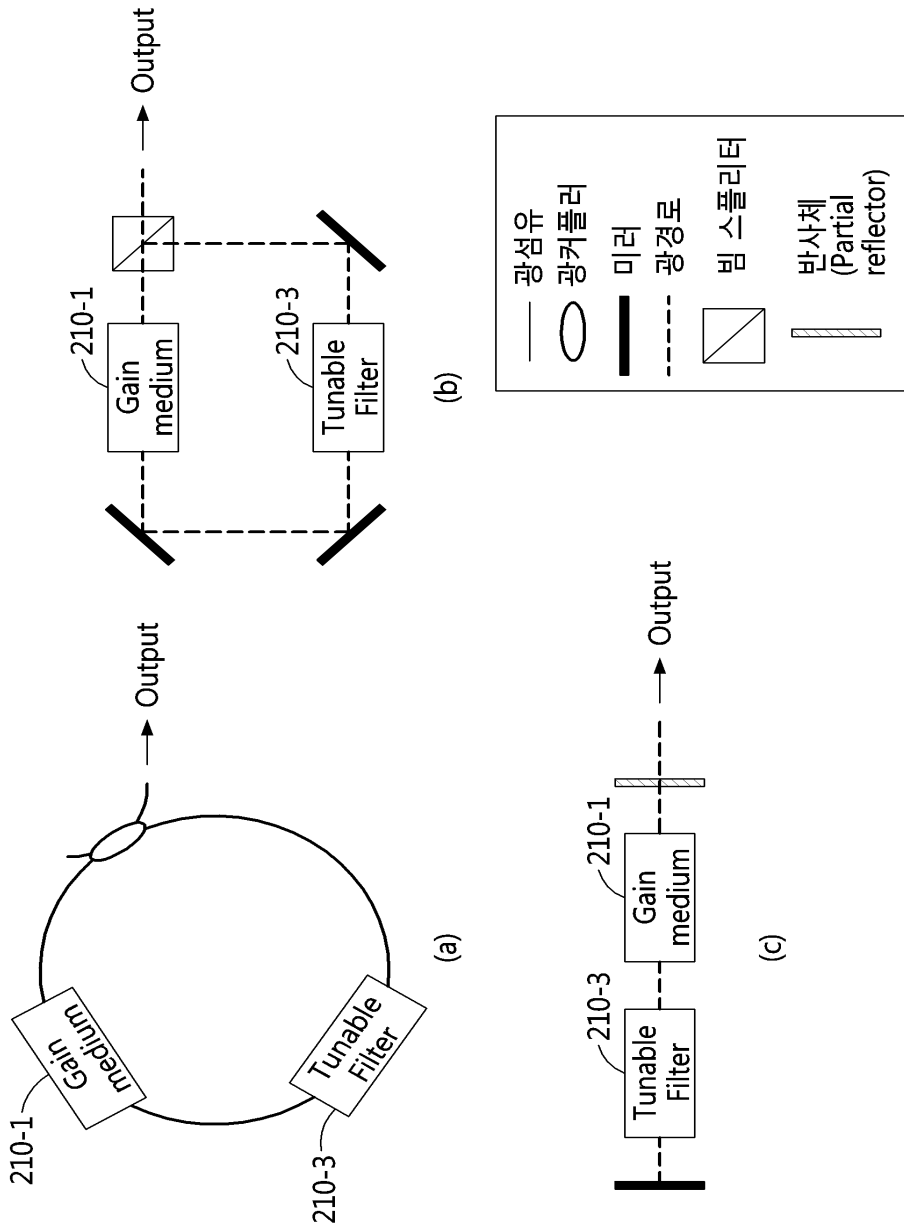
도면3



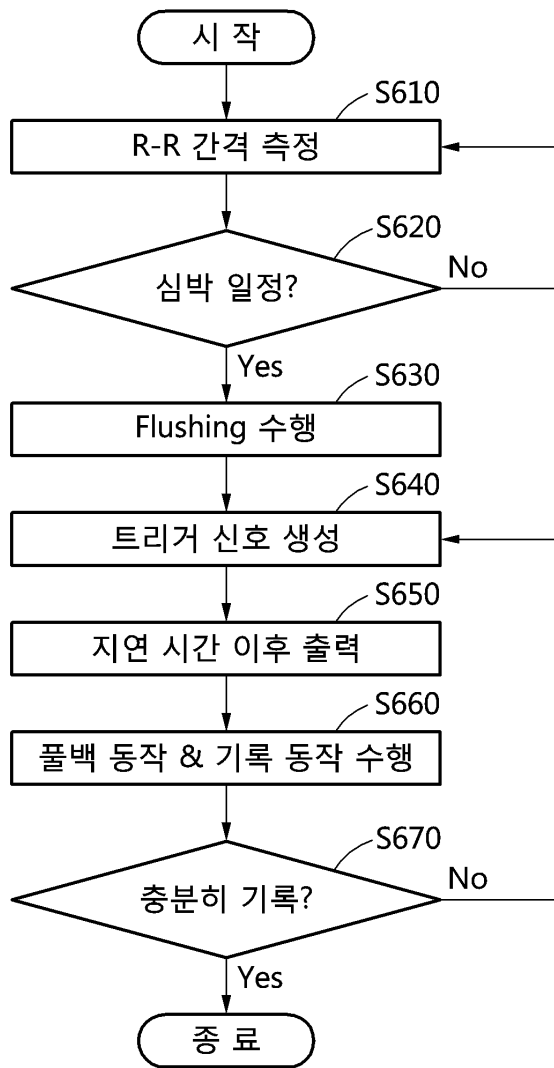
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	用于从SICKER执行OCT成像的方法和设备		
公开(公告)号	KR101851058B1	公开(公告)日	2018-04-20
申请号	KR1020160052340	申请日	2016-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	科学与韩国高等科技研究院		
当前申请(专利权)人(译)	科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	OH WANG YUHL 오왕열 PARK HYUN SANG 박현상 KIM TAE SHIK 김대식 JANG SUN JOO 장선주 CHO HAN SAEM 조한섭		
发明人	오왕열 박현상 김대식 장선주 조한섭		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0456		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B5/0456 A61B5/00		
其他公开文献	KR1020170123108A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于在避免心脏收缩的同时执行OCT成像的方法和用于执行OCT成像的装置。根据实施例的用于控制OCT设备的OCT成像的触发装置包括用于感测来自样本的心电图信号的电极和用于基于ECG信号的ECG周期来检测OCT装置的ECG信号的OCT装置，以及用于控制要执行的成像的控制器。 专利号10-1851058

