



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년06월22일
(11) 등록번호 10-2125226
(24) 등록일자 2020년06월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 1/05 (2006.01) A61B 1/07 (2006.01)
A61B 1/313 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 1/05 (2013.01)
A61B 1/07 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0065192
(22) 출원일자 2018년06월07일
심사청구일자 2018년06월07일
(65) 공개번호 10-2018-0134297
(43) 공개일자 2018년12월18일
(30) 우선권주장
1020170071606 2017년06월08일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
US20090024191 A1*
US20140204604 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
주철민
경기도 고양시 일산동구 노루목로 80, 308동 1001호(장항동, 호수마을3단지아파트)
김병극
서울특별시 서초구 서초대로65길 13-10, 103동 1302호(서초동, 서초래미안아파트)
(74) 대리인
김연권

전체 청구항 수 : 총 17 항

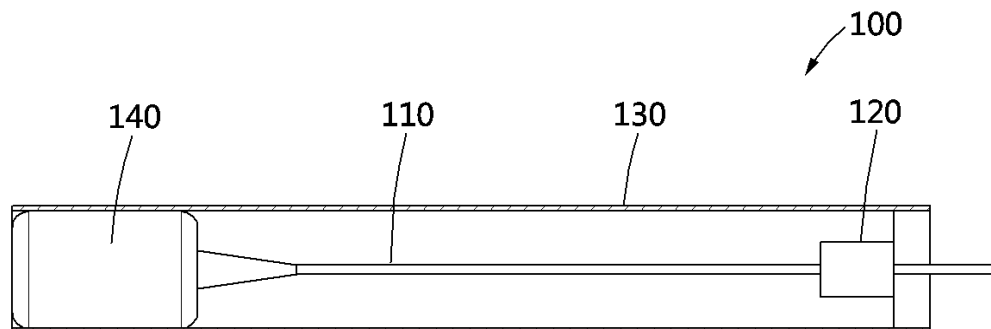
심사관 : 이재균

(54) 발명의 명칭 광섬유 프로브 및 이를 포함하는 내시경 장치

(57) 요약

혈관 내에 존재하는 병변의 위치 및 진척도를 확인할 수 있는 동시에 병변의 제거가 가능한 광섬유 프로브 및 이를 포함하는 내시경 장치에 관한 것이다. 광섬유 프로브는 신체 내부를 촬영하여 측정 대상체의 표면 영상을 획득하기 위한 촬영부가 마련된 내시경 장치에 설치되는 것으로, 광섬유와, 구동부, 및 커버부를 포함한다. 광섬유는 외부에서 출력되는 복수의 광을 수신하여 측정 대상체로 전달하며, 측정 대상체로부터 반사된 제1 광 신호와 측정 대상체로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와 측정 대상체에서 발생하는 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부로 전송하거나, 측정 대상체의 병변에 치료용 레이저 빔을 제공한다. 구동부는 광섬유의 일측에 연결되어 광섬유의 이동 방향을 제어한다. 커버부는 광섬유 및 구동부를 감싸도록 형성된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 1/3137 (2013.01)

(72) 발명자

장양수

서울특별시 서초구 방배로 270, 다동 1202호(방배동, 방배삼호아파트)

김의한

서울특별시 서대문구 성산로18길 41, 1층 105호(연희동, 원캐슬)

허선웅

경기도 군포시 고산로643번길 10, 1156동 1603호(산본동, 신안모란아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711048489

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 선도연구센터지원사업

연구과제명 [선도연구센터/ERC]초정밀 광 기계기술 연구센터(3/4,1단계)

기 여 율 1/1

주관기관 연세대학교 산학협력단

연구기간 2017.03.01 ~ 2018.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

신체 내부를 촬영하여 측정 대상체의 표면 영상을 획득하기 위한 촬영부가 마련된 내시경 장치에 설치되는 광섬유 프로브에 있어서,

외부에서 출력되는 복수의 광을 수신하여 측정 대상체로 전달하며, 상기 측정 대상체로부터 반사된 제1 광 신호와 상기 측정 대상체로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와 상기 측정 대상체에서 발생하는 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 상기 촬영부로 전송하거나, 상기 측정 대상체의 병변에 치료용 레이저 빔을 제공하는 광섬유;

상기 광섬유의 일측에 연결되어 상기 광섬유의 이동 방향을 제어하는 구동부;

상기 광섬유 및 구동부를 감싸도록 형성된 커버부;

복수로 구비되어 상기 광섬유의 외주면 둘레를 따라 배치되며, 상기 복수의 광을 수신하여 상기 측정 대상체로 전달하고, 상기 제2 광 신호 및 상기 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 상기 촬영부로 전송하는 보조 광섬유; 및

상기 보조 광섬유를 감싸도록 형성된 보조 커버부;를 포함하고,

상기 구동부는 일정 간격으로 휴식기를 가지며, 상기 휴식기에 상기 치료용 레이저 빔을 상기 측정 대상체로 제공하는 광섬유 프로브.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 광섬유는,

상기 복수의 광을 상기 측정 대상체로 전송하며, 상기 제1 광 신호를 상기 촬영부로 전송하는 코어;

상기 코어를 감싸도록 형성되며, 상기 제2 광 신호 및 상기 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 상기 촬영부로 전송하거나, 상기 측정 대상체의 병변에 치료용 레이저 빔을 제공하기 위한 경로를 형성하는 이너 클래드; 및

상기 이너 클래드를 감싸도록 형성된 아우터 클래드;

를 포함하는 광섬유 프로브.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제1 광 신호는 상기 측정 대상체의 OCT(Optical Coherence Tomography) 정보를 포함하고, 상기 제2 광 신호는 상기 측정 대상체의 반사광 정보를 포함하고, 상기 제3 광 신호는 상기 측정 대상체의 형광 정보를 포함하는 광섬유 프로브.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 촬영부는,

상기 코어로부터 상기 제1 광 신호를 수신하여 OCT 영상을 획득하고,

상기 이너 클래드로부터 상기 제2 광 신호 및 상기 제3 광 신호를 수신하여 반사광 영상 및 형광 영상을 획득하는 광섬유 프로브.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 촬영부는,

상기 OCT 영상과, 상기 반사광 영상과, 상기 형광 영상을 각각 획득하는 영상 획득부와,

상기 영상 획득부로부터 획득한 상기 OCT 영상과, 상기 반사광 영상과, 상기 형광 영상 중 적어도 2개의 영상을 정합하는 영상 정합부를 포함하는 광섬유 프로브.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 측정 대상체로 치료용 레이저 빔이 제공될 때, 상기 촬영부는 상기 OCT 영상을 획득하는 광섬유 프로브.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 광섬유로부터 출력되는 복수의 광을 집광하여 상기 측정 대상체로 전달하는 렌즈부를 더 포함하는 광섬유 프로브.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 구동부는 외부에서 전원을 공급받아 변형되는 튜브형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성된 광섬유 프로브.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 피에조 세라믹 액추에이터는 4분할 되어 각각의 면에 전극이 부착되고,

상기 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)파 형태의 구동전압과, 코사인(cosine)파 형태의 구동전압 중 적어도 하나를 공급하여 상기 광섬유의 이동을 제어하는 광섬유 프로브.

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 피에조 세라믹 액추에이터는 4분할 되어 각각의 면에 전극이 부착되고,

상기 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)파 형태의 구동전압을 공급하고, 나머지 한 쌍의 전극에 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급하여 상기 광섬유의 이동을 제어하는 광섬유 프로브.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

복수의 광을 출력하는 광 제공부;

신체 내부에 삽입되어 상기 광 제공부로부터 전달된 복수의 광을 상기 신체 내부의 측정 대상체로 전달하며, 상기 측정 대상체로부터 반사된 제1 광 신호와, 상기 측정 대상체로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와, 상기 측정 대상체에서 발생하는 제3 광 신호를 수신하여 외부로 전송하는 광섬유 프로브; 및

상기 광섬유 프로브로부터 상기 제1 광 신호와, 상기 제2 광 신호와, 상기 제3 광 신호를 각각 수신하여 상기 측정 대상체에 대한 복수의 서로 다른 영상을 획득하는 촬영부;를 포함하며,

상기 광 제공부는,

상기 영상을 획득하기 위한 복수의 광을 상기 광섬유 프로브로 출력하는 광원부와, 상기 측정 대상체의 병변을 제거하기 위하여 상기 광섬유 프로브로 치료용 레이저 빔을 제공하는 레이저 제공부를 포함하고,

상기 광섬유 프로브는,

상기 복수의 광을 상기 측정 대상체로 전송하며, 상기 제1 광 신호를 상기 촬영부로 전송하는 코어와, 상기 제2 광 신호 및 상기 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 상기 촬영부로 전송하거나 상기 치료용 레이저 빔을 제공하기 위한 경로를 형성하는 이너 클래드와, 상기 이너 클래드를 감싸도록 형성된 아우터 클래드를 포함하는 광섬유;

상기 광섬유의 일측에 배치되고, 상기 코어로부터 출력되는 복수의 광을 집광하여 상기 측정 대상체로 전달하는 렌즈부;

상기 광섬유의 일측에 연결되어 상기 광섬유 프로브의 이동 방향을 제어하는 구동부; 및

상기 광섬유와, 상기 렌즈부와, 상기 구동부를 감싸는 커버부;를 포함하고,

상기 광섬유는,

복수로 구비되어 상기 아우터 클래드의 외주면 둘레를 따라 배치되며, 복수의 광을 수신하여 상기 측정 대상체로 전달하고, 상기 제2 광 신호 및 상기 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 상기 촬영부로 전송하는 보조 광섬유와,

상기 보조 광섬유를 감싸도록 형성된 보조 커버부를 더 포함하고,

상기 구동부는 일정 간격으로 휴식기를 가지며, 상기 레이저 제공부는 휴식기에 상기 치료용 레이저 빔을 상기 측정 대상체로 제공하는 내시경 장치.

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

제13항에 있어서,

상기 제1 광 신호는 상기 측정 대상체의 OCT 정보를 포함하고, 상기 제2 광 신호는 상기 측정 대상체의 반사광

정보를 포함하고, 상기 제3 광 신호는 상기 측정 대상체의 형광 정보를 포함하는 내시경 장치.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 촬영부는,

상기 코어로부터 상기 제1 광 신호를 수신하여 OCT 영상을 획득하고,

상기 이너 클래드로부터 상기 제2 광 신호 및 상기 제3 광 신호를 수신하여 반사광 영상 및 형광 영상을 획득하는 내시경 장치.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 촬영부는,

상기 OCT 영상과, 상기 반사광 영상과, 상기 형광 영상을 각각 획득하는 영상 획득부와,

상기 영상 획득부로부터 획득한 상기 OCT 영상과, 상기 반사광 영상과, 상기 형광 영상 중 적어도 2개의 영상을 정합하는 영상 정합부를 포함하는 내시경 장치.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 측정 대상체로 치료용 레이저 빔이 제공될 때, 상기 촬영부는 상기 OCT 영상을 획득하는 내시경 장치.

청구항 20

삭제

청구항 21

제13항에 있어서,

상기 구동부는 4분할 되어 각각의 면에 전극이 부착된 튜브형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성된 내시경 장치.

청구항 22

제21항에 있어서,

상기 구동부는,

상기 촬영부가 OCT 영상을 획득할 때, 상기 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)파 형태의 구동전압과, 코사인(cosine)파 형태의 구동전압 중 적어도 하나를 공급하여 상기 광섬유 프로브의 이동을 제어하고,

상기 촬영부가 반사광 영상 및 형광 영상을 획득할 때, 상기 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)파 형태의 구동전압을 공급하고, 나머지 한 쌍의 전극에 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급하여 상기 프로브의 이동을 제어하는 내시경 장치.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 신체 내부에 삽입되어 측정 대상체의 표면 영상을 획득하기 위한 광섬유 프로브 및 이를 포함하는 내시경 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 반사광 영상과 형광 영상을 통해 혈관 내에 존재하는 병변의 위치를 파악하고, OCT 영상을 통해 병변의 깊이나 진척도를 확인할 수 있으며, 병변의 제거를 위하여 치료용 레이저 빔의 제공이 가능한 광섬유 프로브 및 이를 포함하는 내시경 장치에 관한 것이다.

배경 기술

- [0003] 일반적으로 내시경은 내장장기(內臟臟器)나 체강(體腔) 내부를 직접 관찰할 수 있는 의료기구로서, 수술 또는 부검(剖檢)하지 않고는 병변(病變)을 확인할 수 없는 장기에 대해 기계를 삽입하여 관찰할 수 있도록 창안된 구이다.
- [0004] 현재 일반적으로 사용되는 종류로는 기관지경(氣管支鏡)·식도경(食道鏡)·위경(胃鏡)·십이지장경(十二指腸鏡)·직장경(直腸鏡)·방광경(膀胱鏡)·복강경(腹腔鏡) 등이 있고, 그 밖에 특수한 것으로 흉강경(胸腔鏡)·종격경(縱隔鏡)·심장경(心臟鏡) 등이 있다.
- [0005] 상기한 내시경에는 직달경(直達鏡)이라 하여 하나의 통(筒)으로 되어 있어 장기를 직접 육안으로 볼 수 있는 형, 렌즈 시스템을 이용한 형, 카메라를 직접 장치에 삽입하는 형(胃카메라)과 유리섬유를 사용한 파이버스코프 등이 있으며, 최근 광간섭 단층촬영 기술을 적용시킨 내시경이 개발되어 상용화되기에 이르렀다.
- [0006] 상기 광간섭 단층촬영 장치(OCT: Optical Coherence Tomography)는 마이크로미터 단위의 해상도와 살아있는 생체의 내부구조 영상을 비침습적으로 실시간 출력하는 진단 장비이다. 상기한 OCT는 약 1~2mm의 깊이영역을 고해상도로 스캐닝할 수 있으며, 프로브 형의 내시경 장치와 결합하여 심혈관의 내벽을 관찰하여 동맥경화증의 발병 여부를 조기 진단하는 방법 등에 활용되고 있다.
- [0007] 그러나, 비 OCT 유리섬유 기반 내시경 장치는 반사광 및 형광 신호를 취득할 수 있지만, 깊이 방향으로 병변의 진척을 확인하는 등 세부 진단이 불가하다는 단점이 있었다.
- [0008] 또한, OCT용 내시경 장치는 구조상 데이터 수집 기기의 신호전달율의 기술적 제한으로 인해, 전방 광시야 영상을 취득하기 위해서는 고성능 고비용 장비가 필요하거나, 실시간 영상으로 간주할 수 있는 초당 프레임 수에 미달하는 수준의 영상만을 취득 가능한 문제가 있었다.
- [0009] 아울러, 종래의 내시경 장치들은 진단 외에 치료면에서 적용할 수 없다는 한계가 있어, 검진과 치료를 따로 진행하여야만 하므로 편의성이 저하되는 문제가 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0011] 본 발명의 과제는 광섬유 프로브에 구비된 광섬유의 구조를 더블 클래드 구조로 형성하여 하나의 광섬유만으로도 반사광 영상과, 형광 영상, 및 OCT 영상의 획득이 가능하고, 상기 영상을 통해 혈관 내에 존재하는 병변의 위치 및 진척도를 확인할 수 있는 동시에 병변의 제거가 가능한 광섬유 프로브 및 이를 포함하는 내시경 장치를 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

- [0013] 상기의 과제를 달성하기 위한 본 발명에 따른 광섬유 프로브는 신체 내부를 촬영하여 측정 대상체의 표면 영상을 획득하기 위한 촬영부가 마련된 내시경 장치에 설치되는 것으로, 광섬유와, 구동부, 및 커버부를 포함한다. 광섬유는 외부에서 출력되는 복수의 광을 수신하여 측정 대상체로 전달하며, 측정 대상체로부터 반사된 제1 광 신호와 측정 대상체로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와 측정 대상체에서 발생하는 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부로 전송하거나, 측정 대상체의 병변에 치료용 레이저 빔을 제공한다. 구동부는 광섬유의 일측에 연결되어 광섬유의 이동 방향을 제어한다. 커버부는 광섬유 및 구동부를 감싸도록 형성된다.
- [0014] 일 실시예에 따르면, 광섬유는 코어와, 이너 클래드와, 아우터 클래드를 포함한다. 코어는 복수의 광을 측정 대상체로 전송하며, 제1 광 신호를 촬영부로 전송한다. 이너 클래드는 코어를 감싸도록 형성되며, 제2 광 신호 및

제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부로 전송하거나, 측정 대상체의 병변에 치료용 레이저 빔을 제공하기 위한 경로를 형성한다. 아우터 클래드는 이너 클래드를 감싸도록 형성된다.

- [0015] 일 실시예에 따르면, 제1 광 신호는 측정 대상체의 OCT(Optical Coherence Tomography) 정보를 포함하고, 제2 광 신호는 측정 대상체의 반사광 정보를 포함하고, 제3 광 신호는 측정 대상체의 형광 정보를 포함한다.
- [0016] 일 실시예에 따르면, 촬영부는 코어로부터 제1 광 신호를 수신하여 OCT 영상을 획득하고, 이너 클래드로부터 제2 광 신호 및 제3 광 신호를 수신하여 반사광 영상 및 형광 영상을 획득한다.
- [0017] 일 실시예에 따르면, 촬영부는 영상 획득부와, 영상 정합부를 포함한다. 영상 획득부는 OCT 영상과, 반사광 영상과, 형광 영상을 각각 획득한다. 영상 정합부는 영상 획득부로부터 획득한 OCT 영상과, 반사광 영상과, 형광 영상 중 적어도 2개의 영상을 정합한다.
- [0018] 일 실시예에 따르면, 측정 대상체로 치료용 레이저 빔이 제공될 때, 촬영부는 OCT 영상을 획득할 수 있다.
- [0019] 일 실시예에 따르면, 광섬유부터 출력되는 복수의 광을 집광하여 측정 대상체로 전달하는 렌즈부를 더 포함한다.
- [0020] 일 실시예에 따르면, 구동부는 외부에서 전원을 공급받아 변형되는 튜브형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성된다.
- [0021] 일 실시예에 따르면, 피에조 세라믹 액추에이터는 4분할 되어 각각의 면에 전극이 부착되고, 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)과 형태의 구동전압과, 코사인(cosine)과 형태의 구동전압 중 적어도 하나를 공급하여 광섬유의 이동을 제어한다.
- [0022] 일 실시예에 따르면, 피에조 세라믹 액추에이터는 4분할 되어 각각의 면에 전극이 부착되고, 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)과 형태의 구동전압을 공급하고, 나머지 한 쌍의 전극에 코사인(cosine)과 형태의 구동전압을 공급하여 광섬유의 이동을 제어한다.
- [0023] 일 실시예에 따르면, 구동부는 일정 간격으로 휴식기를 가지며, 휴식기에 치료용 레이저 빔을 측정 대상체로 제공한다.
- [0024] 일 실시예에 따르면, 광섬유 프로브는 보조 광섬유와, 보조 커버부를 더 포함한다. 보조 광섬유는 복수로 구비되어 광섬유의 외주면 둘레를 따라 배치되며, 복수의 광을 수신하여 측정 대상체로 전달하고, 제2 광 신호 및 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부로 전송한다. 보조 커버부는 보조 광섬유를 감싸도록 형성된다.
- [0025] 상기의 과제를 달성하기 위한 본 발명에 따른 내시경 장치는 광 제공부와, 광섬유 프로브와, 촬영부를 포함한다. 광 제공부는 복수의 광을 출력한다. 광섬유 프로브는 신체 내부에 삽입되어 광 제공부로부터 전달된 복수의 광을 신체 내부의 측정 대상체로 전달하며, 측정 대상체로부터 반사된 제1 광 신호와, 측정 대상체로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와, 측정 대상체에서 발생하는 제3 광 신호를 수신하여 외부로 전송한다. 촬영부는 광섬유 프로브로부터 제1 광 신호와, 제2 광 신호와, 제3 광 신호를 각각 수신하여 측정 대상체에 대한 복수의 서로 다른 영상을 획득한다. 그리고, 광 제공부는 영상을 획득하기 위한 복수의 광을 광섬유 프로브로 출력하는 광원부와, 측정 대상체의 병변을 제거하기 위하여 광섬유 프로브로 치료용 레이저 빔을 제공하는 레이저 제공부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0026] 일 실시예에 따르면, 광섬유 프로브는 광섬유와, 렌즈부와, 구동부, 및 커버부를 포함한다. 광섬유는 복수의 광을 측정 대상체로 전송하며, 제1 광 신호를 촬영부로 전송하는 코어와, 제2 광 신호 및 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부로 전송하거나 치료용 레이저 빔을 제공하기 위한 경로를 형성하는 이너 클래드와, 이너 클래드를 감싸도록 형성된 아우터 클래드를 포함한다. 렌즈부는 광섬유의 일측에 배치되고, 코어로부터 출력되는 복수의 광을 집광하여 측정 대상체로 전달한다. 구동부는 광섬유의 일측에 연결되어 광섬유 프로브의 이동 방향을 제어한다. 커버부는 광섬유와, 렌즈부와, 구동부를 감싸도록 형성된다.
- [0027] 일 실시예에 따르면, 광섬유는 보조 광섬유와, 보조 커버부를 더 포함한다. 보조 광섬유는 복수로 구비되어 아우터 클래드의 외주면 둘레를 따라 배치되며, 복수의 광을 수신하여 측정 대상체로 전달하고, 제2 광 신호 및 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부로 전송한다. 보조 커버부는 보조 광섬유를 감싸도록 형성된다.
- [0028] 일 실시예에 따르면, 제1 광 신호는 측정 대상체의 OCT 정보를 포함하고, 제2 광 신호는 측정 대상체의 반사광 정보를 포함하고, 제3 광 신호는 측정 대상체의 형광 정보를 포함한다.

- [0029] 일 실시예에 따르면, 촬영부는 코어로부터 제1 광 신호를 수신하여 OCT 영상을 획득하고, 이너 클래드로부터 제2 광 신호 및 제3 광 신호를 수신하여 반사광 영상 및 형광 영상을 획득한다.
- [0030] 일 실시예에 따르면, 촬영부는 영상 획득부와, 영상 정합부를 포함한다. 영상 획득부는 OCT 영상과, 반사광 영상과, 형광 영상을 각각 획득한다. 영상 정합부는 영상 획득부로부터 획득한 OCT 영상과, 반사광 영상과, 형광 영상 중 적어도 2개의 영상을 정합한다.
- [0031] 일 실시예에 따르면, 측정 대상체로 치료용 레이저 빔이 제공될 때, 촬영부는 OCT 영상을 획득할 수 있다.
- [0032] 일 실시예에 따르면, 구동부는 일정 간격으로 휴식기를 가지며, 레이저 제공부는 휴식기에 치료용 레이저 빔을 측정 대상체로 제공한다.
- [0033] 일 실시예에 따르면, 구동부는 4분할 되어 각각의 면에 전극이 부착된 튜브형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성된다.
- [0034] 일 실시예에 따르면, 구동부는 촬영부가 OCT 영상을 획득할 때, 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)파 형태의 구동전압과, 코사인(cosine)파 형태의 구동전압 중 적어도 하나를 공급하여 광섬유 프로브의 이동을 제어하고, 촬영부가 반사광 영상 및 형광 영상을 획득할 때, 전극 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극에 사인(sine)파 형태의 구동전압을 공급하고, 나머지 한 쌍의 전극에 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급하여 프로브의 이동을 제어한다.

발명의 효과

- [0036] 본 발명에 따르면, 광섬유 프로브에 구비된 광섬유를 더블 클래드 구조로 형성함에 따라, 하나의 광섬유 만으로 복수의 광을 양방향으로 전달할 수 있게 된다. 따라서, 광섬유 프로브를 미세 관 형태로 제조할 수 있으므로 혈관과 같이 크기가 작은 신체 조직에 삽입하여 사용할 수 있게 된다.
- [0037] 또한, 광섬유의 이너 클래드에서 전달되는 반사광 신호와 형광 신호를 통해 반사광 영상 및 형광 영상을 획득함으로써 혈관 내에 존재하는 병변의 위치를 파악하고, 코어에서 전달되는 OCT 신호를 통해 혈관의 길이 방향에 대한 OCT 영상을 획득함으로써 병변의 깊이나 진척도를 확인할 수 있게 된다.
- [0038] 또한, 내시경 촬영시 측정 대상체에 병변이 검출되는 경우, 병변의 제거를 위하여 이너 클래드를 통해 치료용 레이저 빔을 제공할 수 있으므로 편의성이 향상되고, 검진 시간을 단축시킬 수 있게 된다.
- [0039] 또한, 특수 병변의 자가 형광 특성을 이용하여 형광 신호를 취득하므로, 내시경 촬영시 형광 물질의 사용을 배제할 수 있어 경제성 및 안전성이 향상된다.
- [0040] 또한, 광섬유 프로브의 이동을 제어하기 위한 구동부가 마이크로 미터 단위의 초소형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성됨에 따라, 체내 침습을 최소화할 수 있을 뿐 아니라 혈관과 같은 미소 관 구조에 적용될 수 있게 된다.
- [0041] 또한, 구동부가 외부에서 전원을 공급받아 변형되는 튜브형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성됨에 따라, 종래와 같이 고가의 구동 장치를 필요로 하지 않으므로 제조 비용을 감소시킬 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0043] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 광섬유 프로브의 단면도.
- 도 2는 도 1에 도시된 광섬유 프로브의 내부 사시도.
- 도 3은 도 1에 도시된 광섬유를 발채하여 도시한 단면도.
- 도 4는 도 1에 도시된 광섬유 프로브의 구동부를 발채하여 도시한 사시도.
- 도 5는 도 1에 도시된 광섬유 프로브를 통해 전송되는 광 신호의 작동 주기별 수행 기능을 도시한 도면.
- 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 광섬유 프로브의 단면도.
- 도 7은 도 6에 도시된 광섬유 프로브의 내부 사시도.
- 도 8은 도 6에 도시된 광섬유 프로브를 통해 반사광 영상 및 형광 영상을 획득하기 위한 동작을 도시한 도면.
- 도 9는 도 6에 도시된 광섬유 프로브를 통해 OCT 영상을 획득하기 위한 동작을 도시한 도면.

도 10은 도 6에 도시된 광섬유 프로브를 통해 병변을 제거하기 위한 동작을 도시한 도면.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 광섬유 프로브를 포함하는 내시경 장치의 블록도.

도 12는 도 11에 도시된 내시경 장치의 구성도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0044] 이하 첨부된 도면을 참조하여, 바람직한 실시예에 따른 광섬유 프로브 및 이를 포함하는 내시경 장치에 대해 상세히 설명하면 다음과 같다. 여기서, 동일한 구성에 대해서는 동일부호를 사용하며, 반복되는 설명, 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 발명의 실시형태는 당업계에서 평균적인 지식을 가진 자에게 본 발명을 보다 완전하게 설명하기 위해서 제공되는 것이다. 따라서, 도면에서의 요소들의 형상 및 크기 등은 보다 명확한 설명을 위해 과장될 수 있다.
- [0046] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 광섬유 프로브의 단면도이고, 도 2는 도 1에 도시된 광섬유 프로브의 내부 사시도이고, 도 3은 도 1에 도시된 광섬유를 발체하여 도시한 단면도이다. 그리고, 도 4는 도 1에 도시된 광섬유 프로브의 구동부를 발체하여 도시한 사시도이고, 도 5는 도 1에 도시된 광섬유 프로브를 통해 전송되는 광 신호의 작동 주기별 수행 기능을 도시한 도면이다.
- [0047] 도 1 내지 도 5에 도시된 바와 같이, 광섬유 프로브(100)는 광섬유(110)와, 구동부(120), 및 커버부(130)를 포함한다. 여기서, 광섬유 프로브(100)는 신체 내부를 촬영하여 측정 대상체(S)의 표면 영상을 획득하기 위한 촬영부(20)가 마련된 내시경 장치(1)에 설치될 수 있다. 본 실시예에서는 설명의 편의를 위하여 광섬유 프로브(100)가 혈관 내시경 장치에 적용되는 것으로 설명하나, 위장 내시경, 대장 내시경 등과 같이 신체 내부를 촬영하는 다양한 내시경 장치에 적용 가능하다.
- [0049] 광섬유(110)는 광 전송매체로서, 외부에서 출력되는 복수의 광을 수신하여 측정 대상체(S)로 전달할 수 있다. 그리고, 광섬유(110)는 측정 대상체(S)로부터 반사된 제1 광 신호와, 측정 대상체(S)로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와, 측정 대상체(S)에서 발생하는 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부로 전송하거나, 측정 대상체(S)의 병변에 치료용 레이저 빔을 제공할 수 있다.
- [0050] 이때, 광섬유(110)는 내시경 장치(1)에 마련된 광 제공부(10)로부터 출력되는 복수의 광을 수신하여 측정 대상체(S)로 전달할 수 있다. 광 제공부(10)는 복수로 마련될 수도 있고, 하나의 광을 필터링하여 파장이 각각 다르게 형성된 복수의 광을 출력하도록 형성될 수도 있다. 이러한 광 제공부(10)에 대한 자세한 설명은 후술하기로 한다.
- [0051] 도 3을 참조하면, 광섬유(110)는 코어(111)와, 이너 클래드(112)와, 아우터 클래드(113)를 포함한다.
- [0052] 코어(111)는 복수의 광을 측정 대상체(S)로 전송하며, 측정 대상체(S)로부터 반사된 제1 광 신호를 촬영부로 전송한다. 이러한 광섬유(110)의 코어(111)는 싱글 모드(single mode)로 형성될 수 있다. 싱글 모드란 코어(111)의 직경이 10 μ m 미만으로 매우 작고, 빛의 전송 경로가 한 가지인 모드를 의미한다. 즉, 광 제공부(10)로부터 출력된 복수의 광이 측정 대상체(S)로부터 반사되어 돌아올 때, 기 설정된 단일 경로를 갖는 광만 입사되도록 형성될 수 있다.
- [0053] 코어(111)를 통해 측정 대상체(S)로 전달되는 광은 약 1300nm의 파장을 가지며, 광섬유(110)를 통해 촬영부(20)로 전달되는 제1 광 신호는 측정 대상체(S)의 OCT(Optical Coherence Tomography) 정보를 포함할 수 있다. 이에 따라, 촬영부(20)는 코어(111)로부터 제1 광 신호를 수신하여 측정 대상체(S)에 대한 OCT 영상을 획득할 수 있게 된다.
- [0054] 이너 클래드(112)는 코어(111)의 둘레를 감싸도록 형성되며, 측정 대상체(S)로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와 측정 대상체(S)에서 발생하는 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부(20)로 전송하거나, 측정 대상체(S)의 병변에 치료용 레이저 빔을 제공하기 위한 경로를 형성한다.
- [0055] 이너 클래드(112)는 멀티 모드(multi mode)로 형성될 수 있다. 멀티 모드란 싱글 모드와는 반대로, 코어(111)에 비하여 직경이 커 광수율이 좋으며, 빛의 전송 경로가 복수로 구비된 경우를 의미한다. 이에 따라, 광 제공부(10)로부터 출력된 복수의 광이 측정 대상체(S)에 반사되어 돌아올 때, 각기 다른 광 경로를 갖는 복수의 광이 동시에 입사될 수 있다.
- [0056] 여기서, 이너 클래드(112)를 통해 측정 대상체(S)로 전달되는 광은 약 650nm의 파장을 가지며, 이너 클래드

(112)를 통해 촬영부(20)로 전달되는 제2 광 신호는 측정 대상체(S)의 반사광 정보를 포함할 수 있다. 그리고, 이너 클래드(112)를 통해 측정 대상체(S)로 전달되는 광은 약 650nm의 파장을 가지며, 이너 클래드(112)를 통해 촬영부(20)로 전달되는 제3 광 신호는 측정 대상체(S)의 형광 정보를 포함할 수 있다. 이에 따라, 촬영부(20)는 이너 클래드(112)로부터 제2 광 신호 및 제3 광 신호를 수신하여 측정 대상체(S)에 대한 반사광 영상 및 형광 영상을 획득할 수 있게 된다.

[0057] 이처럼 이너 클래드(112)는 측정 대상체(S)에 대한 표면 영상을 획득하기 위한 광 신호들의 이동 경로를 제공하기도 하지만, 측정 대상체(S)의 병변을 제거하기 위한 치료용 레이저 빔의 경로를 제공하기도 한다. 즉, 촬영부(20)를 통해 획득한 영상에 병변이 나타나면, 이너 클래드(112)로 고출력의 펄스 레이저 빔(Pulsed laser beam)을 제공하여 병변을 삭마하여 제거하는 것이다.

[0058] 이에 따라 내시경 검진 시에 측정 대상체(S)의 영상을 획득하는 동시에 병변의 제거가 가능하므로, 편의성이 향상되고 검진 시간을 단축시킬 수 있게 된다. 또한, 이너 클래드(112)가 멀티 모드로 형성됨에 따라, 하나의 광섬유(110) 만으로도 복수의 광원을 전달할 수 있어 미세 관 형태로 제작이 가능하여 광섬유 프로브(100)를 혈관 내에서 사용할 수 있게 된다.

[0059] 이너 클래드(112)를 통해 측정 대상체(S)로 치료 치료용 레이저 빔이 제공될 때, 촬영부(20)는 OCT 영상을 획득할 수 있다. 즉, 측정 대상체(S)로 치료용 레이저 빔이 제공될 때, 코어(111)는 제1 광 신호인 OCT 신호를 출력하기 위한 단일 광만 측정 대상체(S)로 제공하는 것이다. 상기 OCT 영상은 측정 대상체(S)에 대한 단층 영상을 획득하는 것으로써 깊이 정보를 포함하고 있으므로, OCT 영상을 통해 병변이 제대로 삭마되는지를 실시간으로 확인할 수 있게 된다.

[0060] 아우터 클래드(113)는 전반사가 발생되어 빛이 외부로 새어나가지 않게 가이드해주는 것으로, 이너 클래드(112)의 둘레를 감싸도록 형성된다. 이러한 아우터 클래드(113)를 통해 외부 환경으로부터 이너 클래드(112) 및 코어(111)를 보호하는 동시에, 빛이 외부로 유출되는 것을 방지하여 이너 클래드(112)의 수광률을 향상시킬 수 있게 된다.

[0061] 구동부(120)는 광섬유(110)의 일측에 연결되어 광섬유(110)의 이동 방향을 제어하는 것으로, 마이크로 미터 단위의 초소형으로 제공될 수 있다. 이에 따라, 광섬유 프로브(100)의 체내 침습을 최소화할 수 있을 뿐 아니라 혈관과 같은 미소 관 구조에 적용될 수 있게 된다.

[0062] 도 4를 참조하면, 구동부(120)는 외부에서 전원을 공급받아 변형되는 튜브형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성될 수 있다. 이러한 피에조 세라믹 액추에이터의 내부에는 광섬유(110)가 통과하는 관통 홀(120a)이 형성될 수 있다. 이에 따라, 광섬유(110)의 일단부가 관통 홀(120a)을 통해 피에조 세라믹 액추에이터의 외부로 노출되어 촬영부(20)와 연결됨으로써, 광 신호를 촬영부(20)로 전송할 수 있게 된다.

[0063] 피에조 세라믹 액추에이터는 4분할 되어 각각의 면에 전극(121)이 부착될 수 있으며, $V(+x)$, $V(-x)$, $V(+y)$, $V(-y)$ 의 네 가지 전압 신호를 4분할 면에 가해줌으로써 원하는 x , y 위치에 광섬유(110)의 일단을 위치시킬 수 있다. 이때, 전극(121)은 피에조 세라믹 액추에이터의 둘레를 따라 서로 일정 간격으로 이격 배치됨으로써 서로 통전되지 않도록 하며, 각각의 전극(121)에는 전압 신호를 공급받기 위한 케이블(122)이 연결될 수 있다.

[0064] 피에조 세라믹 액추에이터는 전압 신호에 따라 변형되어 그 변형값을 광섬유(110)로 전달함으로써, 광섬유(110)를 나선형으로 이동시키거나 좌우 또는 상하 방향으로 회동시킬 수 있다.

[0065] 예를 들어, 광섬유(110)를 좌우 또는 상하 방향으로 회동시킬 경우에는, 피에조 세라믹 액추에이터에 구비된 4개의 전극(121) 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극(121)에 사인(sine)파 형태의 구동전압 또는 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급하면 된다. 그러면 구동전압에 신호에 의해 피에조 세라믹 액추에이터는 상하 또는 좌우 방향으로 진동하게 되고, 이 진동이 광섬유(110)로 전달되어 광섬유(110)가 상하 또는 좌우 방향으로 회동할 수 있게 된다.

[0066] 광섬유(110)를 나선형으로 이동시킬 경우에는, 피에조 세라믹 액추에이터에 구비된 4개의 전극(121) 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극(121)에 사인(sine)파 형태의 구동전압을 공급하고, 나머지 한 쌍의 전극(121)에 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급하면 된다. 그러면 구동전압에 신호에 의해 피에조 세라믹 액추에이터는 나선형으로 진동하게 되고, 이 진동이 광섬유(110)로 전달되어 원하는 위치에 초점을 맺으며 영상을 촬영할 수 있게 된다.

[0067] 커버부(130)는 광섬유(110) 및 구동부(120)를 감싸도록 형성된다. 이러한 커버부(130)는 광섬유 프로브(100)의

외형을 형성하는 것으로, 유연한 재질로 형성될 수 있으며, 외부 환경으로부터 광섬유(110) 및 구동부(120)를 보호하는 역할을 한다.

- [0069] 도 5를 참조하면, 구동부(120)는 일정 간격으로 휴식기를 갖도록 형성될 수 있다. 여기서, 휴식기는 이너 클래드(112)에 의하여 전송되는 반사광 신호 및 형광 신호를 통해 단일 전면 영상(full-field image)을 획득한 후, 다음 전면 영상을 획득하기 위한 준비 시간을 의미한다. 그리고, 휴식기에 치료 목적의 치료용 레이저 빔을 측정 대상체(S)로 제공함으로써 반사광 신호 및 형광 신호와 혼선되는 것을 방지할 수 있다. 즉, 치료용 레이저 빔의 세기는 반사광 신호나 형광 신호의 세기에 비하여 상당히 크기 때문에 신호가 혼선될 수 있으므로, 코어(111)로부터 반사광 신호 및 형광 신호를 출력하기 위한 광이 전달되지 않는 휴식기에 치료용 레이저 빔을 제공하는 것이 바람직하다.
- [0070] 한편, 광섬유(110)로부터 출력되는 복수의 광을 집광하여 측정 대상체(S)로 전달하기 위하여, 광섬유(110)의 일 측에는 렌즈부(140)가 설치될 수 있다. 렌즈부(140)는 필요한 시야각과 집광도에 따라 그 대표 개구수를 조절할 수 있도록 복수 개의 소형 렌즈로 구성될 수 있다. 이에 따라, 소형 렌즈를 통해 집광된 복수의 광은 측정하고자 하는 대상체에 초점을 맺고, 대상체로부터 반사된 빛은 경로를 되돌아가 코어(111) 또는 이너 클래드(112)로 입사되므로 촬영부(20)는 측정 대상체(S)에 대한 영상 정보를 얻게 된다.
- [0071] 렌즈부(140)는 일면이 외부로 노출되어 광섬유 프로브(100)를 신체 내부로 삽입할 때 측정 대상체(S)를 향하도록 배치될 수 있다.
- [0073] 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 광섬유 프로브의 단면도이고, 도 7은 도 6에 도시된 광섬유 프로브의 내부 사시도이다. 본 실시예에서는 앞서 설명한 실시예와의 차이점을 중심으로 설명하기로 한다.
- [0074] 도 6 내지 도 7에 도시된 바와 같이, 광섬유 프로브(200)는 보조 광섬유(150)와, 보조 커버부(160)를 더 포함할 수 있다.
- [0075] 보조 광섬유(150)는 복수로 구비되어 광섬유(110)의 아우터 클래드(113) 외주면 둘레를 따라 배치될 수 있다. 그리고, 보조 광섬유(150)는 외부에서 출력되는 복수의 광을 수신하여 측정 대상체(S)로 전달하고, 제2 광 신호 및 제3 광 신호 중 적어도 하나를 수신하여 촬영부(20)로 전송할 수 있다.
- [0076] 이처럼 보조 광섬유(150)가 더 구비됨에 따라 광수율이 증가하게 된다. 따라서, 영상을 형성하기 위한 광량이 충분하지 않은 경우 보조 광섬유(150)의 개수를 적절히 조절하여 아우터 클래드(113)의 주변에 배치시키면, 광수율이 증가하여 촬영 속도 및 영상의 화질을 개선할 수 있게 된다. 이러한 보조 광섬유(150)는 앞서 설명한 광섬유(110)와 동일한 구조를 갖도록 형성될 수 있다. 그러나, 이에 한정되는 것은 아니며 보조 광섬유(150)는 멀티 모드(multi mode)의 일반적인 광섬유로 형성될 수도 있다.
- [0077] 보조 커버부(160)는 보조 광섬유(150)의 둘레를 감싸도록 형성될 수 있다. 보조 커버부(160)는 광섬유 프로브(100)의 외형을 형성할 수 있으며, 외부 환경으로부터 보조 광섬유(150)를 보호하는 역할을 한다.
- [0079] 도 8은 도 6에 도시된 광섬유 프로브를 통해 반사광 영상 및 형광 영상을 획득하기 위한 동작을 도시한 도면이고, 도 9는 도 6에 도시된 광섬유 프로브를 통해 OCT 영상을 획득하기 위한 동작을 도시한 도면이다. 도 8 내지 도 9를 참조하여 반사광 영상과, 형광 영상, 및 OCT 영상을 획득하기 위한 동작을 설명하면 다음과 같다.
- [0080] 먼저, 혈관 내에 존재하는 병변의 위치를 파악하기 위하여 반사광 영상 및 형광 영상을 획득하여야만 한다. 이러한 반사광 영상 및 형광 영상은 정면 광시야 영상을 얻기 위하여, 혈관 내에 삽입된 광섬유(110)를 나선형 방향으로 구동시키며 획득할 수 있다. 구체적으로, 광섬유 프로브(200)가 혈관 내에 삽입되면 구동부(120)는 피에조 세라믹 액추에이터에 구비된 4개의 전극(121) 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극(121)에 사인(sine)파 형태의 구동전압을 공급하고, 나머지 한 쌍의 전극(121)에 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급함으로써, 광섬유(110)를 나선형 방향으로 회전 구동시킬 수 있다.
- [0081] 이와 동시에, 코어(111)는 광 제공부(10)에서 출력되는 복수의 광을 수신하여 렌즈부(140)로 전달하고, 렌즈부(140)는 전달받은 복수의 광을 집광하여 혈관 내부로 전달한다. 여기서, 코어(111)로 입사되는 복수의 광은 약 1300nm 크기의 파장을 갖는 OCT 영상 촬영 광과, 약 650nm 크기의 파장을 갖는 반사광 영상 촬영 광, 및 약 633nm 크기의 파장을 갖는 형광 자극 광을 포함할 수 있다. 즉, 코어(111) 내부로 전달되는 OCT 영상 촬영 광의 파장은 반사광 영상 촬영 광원 및 형광 자극 광원에 대한 파장의 약 2배를 가지므로, 싱글 모드로 형성된 하나의 코어(111)를 통해 복수의 광을 전달할 수 있게 된다.
- [0082] 이때, 반사광 영상 촬영 광 및 형광 자극 광의 파장은 차이가 미미하므로, 약 650nm 크기의 파장을 갖는 하나의

광으로 반사광 영상을 획득함과 동시에 형광을 자극할 수 있다. 즉, 광원부는 코어(111) 내부로 약 1300nm 크기의 파장을 갖는 제1 광과, 약 650nm 크기의 파장을 갖는 제2 광을 출력하도록 형성될 수 있다.

[0083] 이렇게 코어(111)를 통해 제1 광 및 제2 광이 혈관 내부에 전달되면, 제2 광은 혈관의 내벽에 반사되어 혈관의 표면 영상 정보를 포함하는 반사광 신호로 출력된다. 이때, 혈관 내부에 혈전이 있는 경우, 혈전에 포함된 취약성 경화반(vulnerable plaque)의 괴사성 핵은 제2 광의 자극에 의해 자가 형광이 발현되어 혈전에 대한 표면 영상 정보를 포함하는 형광 신호를 출력한다.

[0084] 그러면, 촬영부(20)는 이너 클래드(112)를 통해 반사광 신호 및 형광 신호를 수신하여 혈관 내부의 반사광 영상 및 형광 영상을 각각 획득하고, 영상 정합부(22)를 통해 반사광 영상 및 형광 영상을 정합함으로써, 도 8에 도시된 바와 같이 혈과 내에 존재하는 혈전 영상을 획득할 수 있게 된다.

[0085] 이렇게 병변의 위치가 파악된 후에는, 병변의 깊이나 진척도 등 세부 진단을 위하여 OCT 촬영을 수행할 수 있다. 이때, OCT 촬영은 그 기술적 구조에 의해 필연적으로 방대한 양의 정보를 포함하고 있으므로, 이러한 정보의 양을 해결하고 실시간 수준의 영상을 획득하기 위하여 프로브를 나선형 훑음 방식에서 선 훑음 방식으로 구동시키는 것이 바람직하다. 구체적으로, 구동부(120)의 피에조 세라믹 액추에이터에 구비된 4개의 전극(121) 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극(121)에 사인(sine)파 형태의 구동전압 또는 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급함으로써, 광섬유(110)를 상하 또는 좌우 방향으로 회동시킬 수 있다.

[0086] 이와 동시에, 코어(111)를 통해 제1 광이 혈관 내부에 전달되면, 제1 광은 혈관 내부의 혈전 등에서 반사되어 혈관의 OCT 영상 정보를 포함하는 반사광 신호로 출력된다. 그러면 촬영부(20)는 코어(111)를 통해 반사광 신호를 수신하여, 도 6에 도시된 바와 같이 혈관에 대한 OCT 영상을 획득할 수 있게 된다. 상기 OCT 영상은 혈관 내부의 깊이 방향 정보를 포함하므로, 혈전의 진척 정도를 확인하여 동맥 경화와 같은 세부 진단을 수행할 수 있게 된다.

[0087] 도 10은 도 6에 도시된 광섬유 프로브를 통해 병변을 제거하기 위한 동작을 도시한 도면이다.

[0088] 전술한 광섬유 프로브(200)를 통해 병변이 검출되면, 광섬유 프로브(200)를 통해 병변을 제거할 수 있다. 구체적으로, 광 제공부(10)를 통해 펄스 레이저 광을 이너 클래드(112)로 제공하면, 이너 클래드(112)로부터 펄스 레이저 광이 출력되어 혈전을 삭마할 수 있게 된다.

[0089] 이러한 삭마 작업은 도 5에 도시된 바와 같이 반사광 영상 및 형광 영상을 통해 하나의 단일 전면 영상(full-field image)을 획득한 이후 다음 전면 영상을 획득하기 위한 구동부(120)의 휴식기에 이루어질 수 있다. 즉, 휴식기는 제2 광이 출력되지 않는 시기이다. 반면, 휴식기에 제1 광은 출력하도록 하여 OCT 영상을 획득할 수 있다. 즉, 측정 대상체(S)로 치료용 레이저 빔인 펄스 레이저 광이 제공될 때, 촬영부(20)가 OCT 영상을 획득하도록 함으로써, 병변이 제대로 삭마되고 있는지를 실시간으로 확인할 수 있게 된다.

[0091] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 광섬유 프로브를 포함하는 내시경 장치의 블록도이고, 도 12는 도 11에 도시된 내시경 장치의 구성도이다. 본 실시예에서는 앞서 설명한 실시예와의 차이점을 중심으로 설명하기로 한다.

[0092] 도 1 내지 도 12에 도시된 바와 같이, 내시경 장치(1)는 광 제공부(10)와, 광섬유 프로브(100)와, 촬영부(20)를 포함한다.

[0093] 광 제공부(10)는 복수의 광을 출력할 수 있다. 구체적으로, 광 제공부(10)는 제1 광 및 제2 광을 출력하는 광원부(11)와, 치료용 레이저 광을 출력하는 치료용 레이저 제공부(12)를 포함할 수 있다. 즉, 하나의 광 제공부(10)를 통해 영상을 획득하기 위한 제1 광과, 제2 광, 및 병변의 제거를 위한 치료용 레이저 광을 모두 출력할 수 있는 것이다.

[0094] 광원부(11)는 출력되는 광을 복수로 분리하는 다이크로익 빔 스플리터(dichroic beam splitter)를 구비할 수 있다. 일례로, 광원부(11)는 다이크로익 빔 스플리터를 통해 약 1300nm 크기의 파장을 갖는 제1 광과, 약 650nm 크기의 파장을 갖는 제2 광을 출력하도록 형성될 수 있다.

[0095] 치료용 레이저 제공부(12)는 측정 대상체(S)의 병변을 제거하기 위하여, 광섬유 프로브(100)로 치료용 레이저 빔을 제공할 수 있다. 구체적으로, 치료용 레이저 제공부(12)는 광섬유 프로브(100)의 이너 클래드(112)로 펄스 레이저 광을 전달하여, 병변을 제거할 수 있다. 그리고, 치료용 레이저 제공부(12)에 의해 측정 대상체(S)로 치료용 레이저 빔이 제공될 때, 촬영부(20)는 OCT 영상을 획득하도록 형성될 수 있다.

[0096] 광섬유 프로브(100)는 신체 내부에 삽입되어 광 제공부(10)로부터 전달된 복수의 광을 신체 내부의 측정 대상체

(S)로 전달하며, 측정 대상체(S)로부터 반사된 제1 광 신호와, 측정 대상체(S)로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와, 측정 대상체(S)에서 발생하는 제3 광 신호를 수신하여 외부로 전송한다. 여기서, 제1 광 신호는 측정 대상체(S)의 OCT 정보를 포함하고, 제2 광 신호는 측정 대상체(S)의 반사광 정보를 포함하고, 제3 광 신호는 측정 대상체(S)의 형광 정보를 포함할 수 있다.

[0097] 광섬유 프로브(100)는 이중층 광섬유(double clad fiber)로 형성될 수 있다. 구체적으로, 광섬유 프로브(100)는 코어(111)와 이너 클래드(112)와 아우터 클래드(113)로 구성된 광섬유(110)와, 렌즈부(140), 및 구동부(120)를 포함할 수 있다.

[0098] 광섬유(110)의 코어(111)는 광 제공부(10)에 구비된 광원부(11)로부터 복수의 광을 수신하여 측정 대상체(S)로 전달하며, 측정 대상체(S)에 반사된 제1 광 신호를 수신한다. 즉, 광원부(11)를 통해 출력되는 제1 광 및 제2 광은 코어(111)를 통해 측정 대상체(S)로 전달될 수 있다. 그리고, 이 복수의 광들 중 제1 광만 측정 대상체(S)에 반사되어 코어(111)를 통해 촬영부(20)로 전달될 수 있다.

[0099] 이너 클래드(112)는 코어(111)의 둘레를 감싸도록 형성되며, 측정 대상체(S)로부터 반사되어 굴절된 제2 광 신호와, 측정 대상체(S)에서 발생하는 제3 광 신호를 수신하기 위한 경로를 형성한다. 즉, 광원부(11)를 통해 출력된 제2 광은 측정 대상체(S)의 표면에 반사되어 굴절되고, 이 굴절된 반사광은 이너 클래드(112)를 통해 촬영부(20)로 전달되는 것이다. 또한, 제2 광의 자극에 의해 혈관 내부의 혈전에서 자가 형광이 발현되는데, 이 형광 신호 또한 이너 클래드(112)를 통해 촬영부(20)로 전달될 수 있다. 여기서, 형광 신호는 제2 광의 자극에 의해 발현되는 병변에 포함된 자가 형광, 보다 구체적으로는 혈전에 포함된 취약성 경화반(vulnerable plaque)의 괴사성 핵의 형광 신호일 수 있다. 그러나, 제3 광 신호는 세포에서 방출되는 자가 형광만 의미하는 것은 아니며, 대상체에 형광 물질을 강제로 주입함으로써 발생하는 형광 신호일 수도 있다.

[0100] 아우터 클래드(113)는 전반사가 발생되어 빛이 외부로 새어나가지 않게 가이드해주는 것으로, 이너 클래드(112)의 둘레를 감싸도록 형성될 수 있다.

[0101] 렌즈부(140)는 광섬유(110)의 일측 전방에 배치되고, 광섬유(110)로부터 출력되는 복수의 광을 집광하여 측정 대상체(S)로 전달한다.

[0102] 구동부(120)는 코어(111)의 일측에 연결되어 광섬유(110)의 이동 방향을 제어한다. 구체적으로, 구동부(120)는 4분할 되어 각각의 면에 전극(121)이 부착된 튜브형 피에조 세라믹 액추에이터로 형성될 수 있다. 일례로, 구동부(120)는 촬영부(20)가 OCT 영상을 획득할 때, 전극(121) 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극(121)에 사인(sine)파 형태의 구동전압과, 코사인(cosine)파 형태의 구동전압 중 적어도 하나를 공급하여 광섬유(110)의 이동을 제어하도록 형성될 수 있다. 이에 의해 광섬유(110)는 상하 또는 좌우 방향으로 선형 혹은 구동을 수행하게 된다.

[0103] 또한, 구동부(120)는 촬영부(20)가 반사광 영상 및 형광 영상을 획득할 때, 전극(121) 중 상호 마주하게 배치된 한 쌍의 전극(121)에 사인(sine)파 형태의 구동전압을 공급하고, 나머지 한 쌍의 전극(121)에 코사인(cosine)파 형태의 구동전압을 공급하여 프로브의 의 이동을 제어할 수 있다. 이에 의해 광섬유 프로브(100)는 나선형으로 혹은 구동을 수행하게 된다.

[0104] 한편, 구동부(120)는 일정 간격으로 휴식기를 가질 수 있다. 그리고, 치료용 레이저 제공부(12)는 휴식기에 치료용 레이저 빔을 측정 대상체(S)로 제공하도록 형성될 수 있다. 이에 따라, 이너클래드로 제공되는 치료용 레이저 빔과 반사광 신호 및 형광 신호가 혼선되는 것을 방지할 수 있다.

[0105] 촬영부(20)는 광섬유 프로브(100)로부터 제1 광 신호와, 제2 광 신호와, 제3 광 신호를 각각 수신하여 측정 대상체(S)에 대한 복수의 서로 다른 영상을 획득한다. 즉, 촬영부(20)는 코어(111)로부터 제1 광 신호를 수신하여 측정 대상체(S)에 대한 OCT 영상을 획득하고, 이너 클래드(112)로부터 제2 광 신호 및 제3 광 신호를 수신하여 측정 대상체(S)에 대한 반사광 영상 및 형광 영상을 획득할 수 있다.

[0106] 촬영부(20)는 영상 획득부(21)와, 영상 정합부(22)를 포함할 수 있다.

[0107] 영상 획득부(21)는 OCT 영상과, 반사광 영상과, 형광 영상을 각각 획득할 수 있다. 이러한 영상 획득부(21)는 광 신호광검출기(Photodetector)로 형성될 수 있다.

[0108] 영상 정합부(22)는 영상 획득부(21)로부터 획득한 OCT 영상과, 반사광 영상과, 형광 영상 중 적어도 2개의 영상을 정합할 수 있다. 구체적으로, 영상 정합부(22)는 이너 클래드(112)로부터 전달된 반사광 영상과, 형광 영상

을 정합하여 혈관 내부에 포함된 혈전의 명시야 영상을 획득하는 것이 바람직하나 이에 한정되지는 않는다.

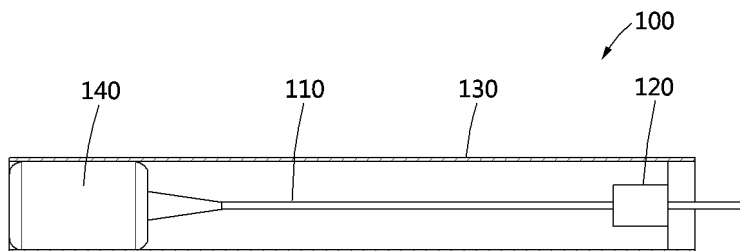
[0110] 본 발명은 첨부된 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 보호 범위는 첨부된 청구 범위에 의해서만 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

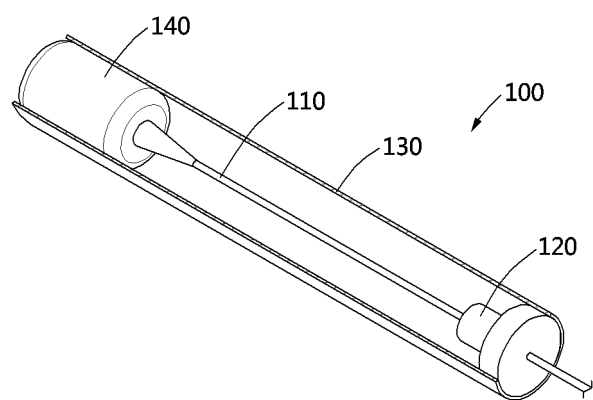
- [0112]
- 10.. 광 제공부
 - 11.. 광원부
 - 12.. 치료용 레이저 제공부
 - 20.. 촬영부
 - 21.. 영상 획득부
 - 22.. 영상 정합부
 - 100.. 광섬유 프로브
 - 110.. 광섬유
 - 111.. 코어
 - 112.. 이너 클래드
 - 113.. 아우터 클래드
 - 120.. 구동부
 - 130.. 커버부
 - 140.. 렌즈부
 - 150.. 보조 광섬유
 - 160.. 보조 커버부

도면

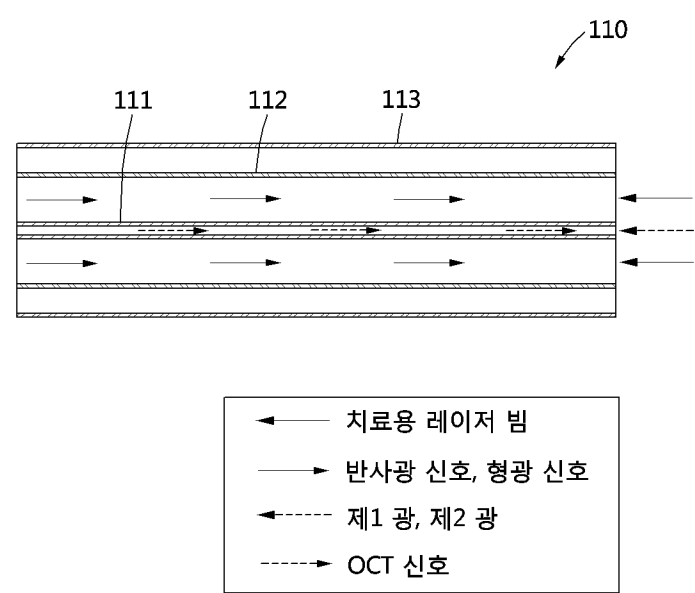
도면1



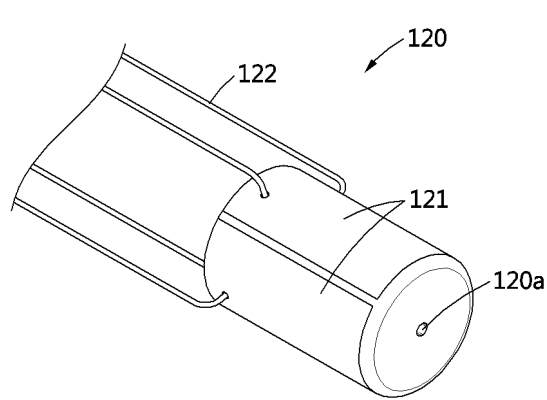
도면2



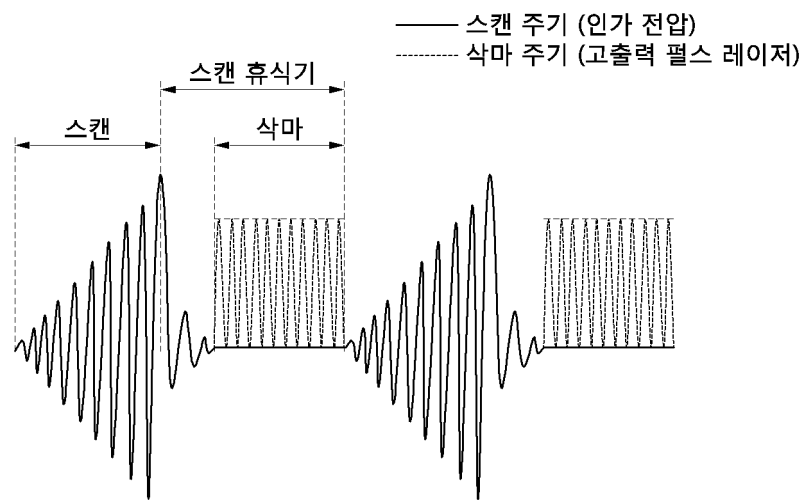
도면3



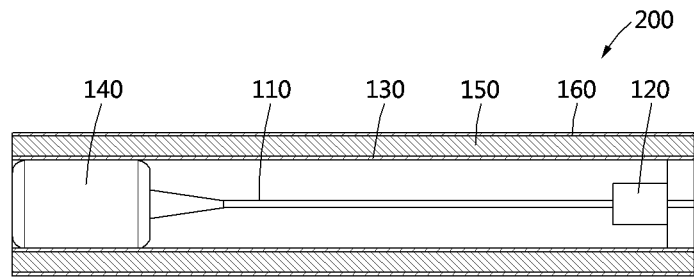
도면4



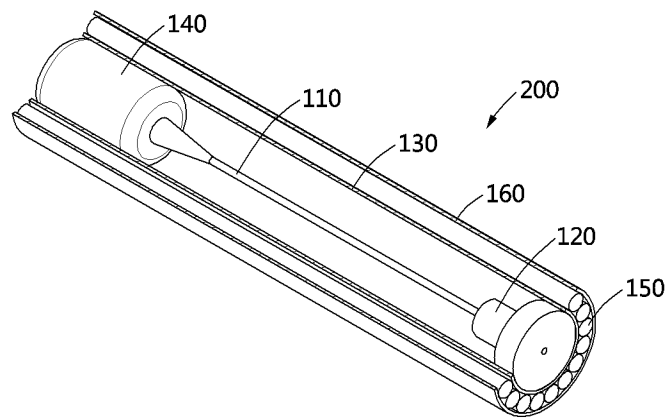
도면5



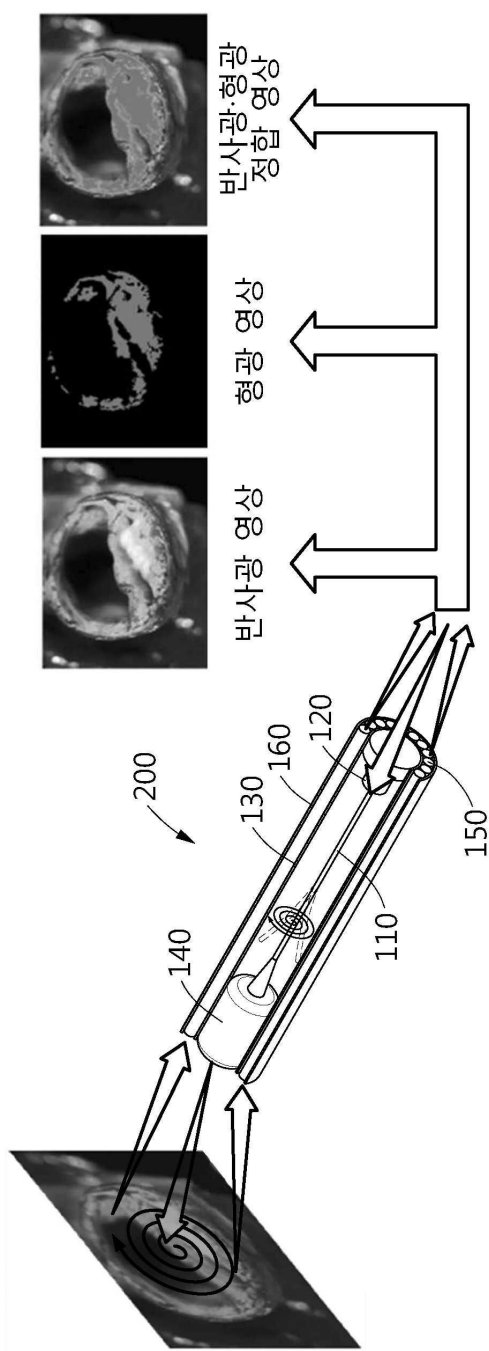
도면6



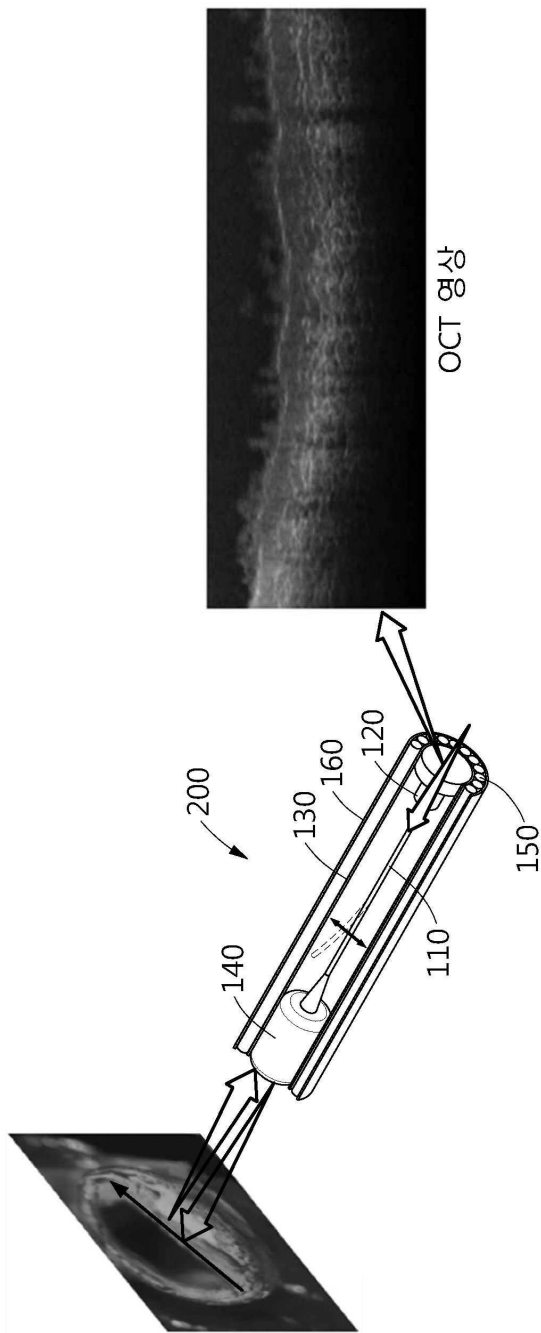
도면7



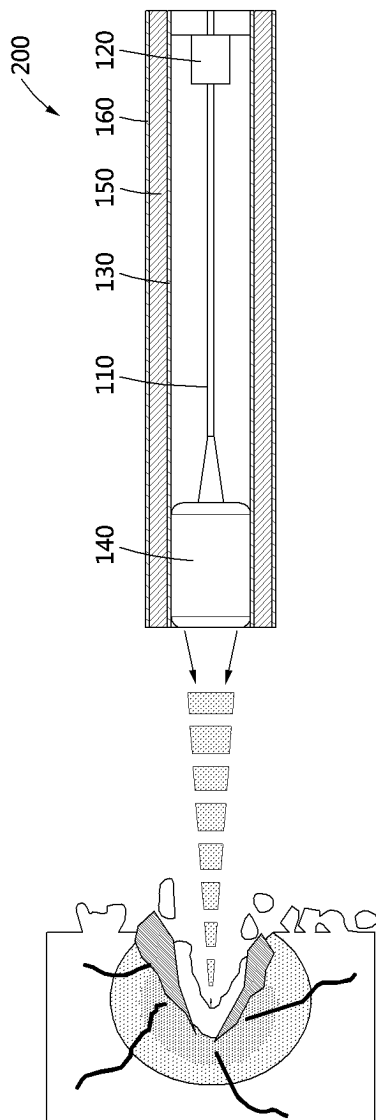
도면8



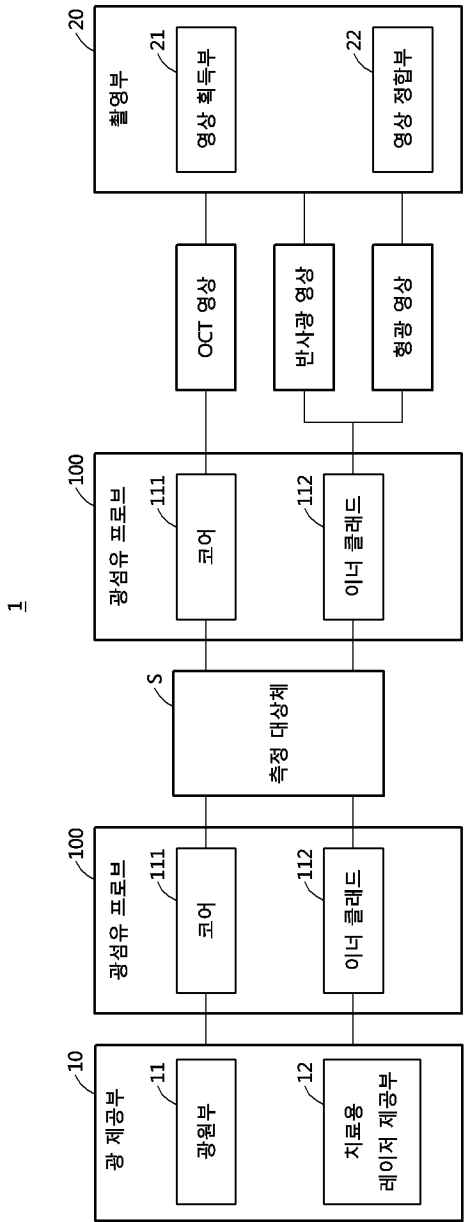
도면9



도면10



도면11



도면12

