



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0070912
(43) 공개일자 2020년06월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 1/04 (2006.01) A61B 1/05 (2006.01)

G02B 5/04 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 1/043 (2013.01)

A61B 1/05 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0158591

(22) 출원일자 2018년12월10일

심사청구일자 2018년12월10일

(71) 출원인

재단법인 아산사회복지재단

서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)

울산대학교 산학협력단

울산광역시 남구 대학로 93(무거동)

(72) 발명자

김준기

서울특별시 광진구 독성로52마길 56, 102동 2001호 (자양동, 로얄동아아파트)

이상화

서울특별시 관악구 남부순환로260길 15, 201호(남현동)

(74) 대리인

특허법인 비엘티

전체 청구항 수 : 총 10 항

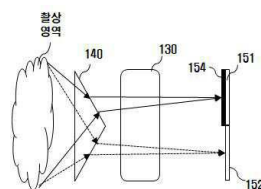
(54) 발명의 명칭 분할 이미지를 기반으로 다중 의료 이미지를 동기화시키는 내시경용 촬상 모듈 및 의료용 내시경

(57) 요약

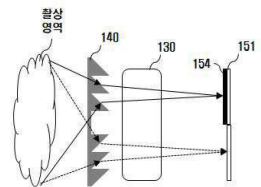
최소의 광학계로 명시야 이미지와 형광 이미지가 동기화된 이미지를 구현함으로써, 병변을 정확하게 진단할 수 있고 경제적이며 사이즈를 축소할 수 있는 내시경용 촬상 모듈 및 의료용 내시경이 제공된다.

상기 내시경용 촬상 모듈은 제1이미징광과 제2이미징광을 출사하는 광원 유닛; 상기 제1이미징광을 획득하여 제1 이미지를 생성하고, 상기 제2이미징광을 획득하여 제2이미지를 생성하는 이미지 센서 유닛; 상기 광원 유닛과 상기 센서 모듈의 사이의 광 경로에 배치되어, 상기 제1이미징광과 상기 제2이미징광을 분리하는 광분리 유닛을 포함하고, 상기 이미지 센서 유닛은 상기 제1이미징광을 획득하는 제1이미징영역과 상기 제2이미징광을 획득하는 제2이미징영역을 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도3



(a)



(b)

(52) CPC특허분류

G02B 5/04 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10080726

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 로봇산업핵심기술개발

연구과제명 비뇨기계 질환의 진단 및 시술 보조를 위한 굴곡가능한 검체고정형 공초점 내시경 로봇 시스템의 개발

기 여 율 50/100

주관기관 (주)엠지비엔도스코피

연구기간 2017.09.01 ~ 2020.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 20000843

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 로봇산업핵심기술개발

연구과제명 경구강 및 복강경 수술을 위한 형광 영상유도 내시경 기반 유연관절 단일통로 수술로봇 기술 개발

기 여 율 50/100

주관기관 (주)한양디지텍

연구기간 2018.04.01 ~ 2022.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

제1이미징광과 제2이미징광을 출사하는 광원 유닛;

상기 제1이미징광을 획득하여 제1이미지를 생성하고, 상기 제2이미징광을 획득하여 제2이미지를 생성하는 이미지 센서 유닛; 및

상기 광원 유닛과 상기 센서 모듈의 사이의 광 경로에 배치되어, 상기 제1이미징광과 상기 제2이미징광을 분리하는 광분리 유닛을 포함하고,

상기 이미지 센서 유닛은 상기 제1이미징광을 획득하는 제1이미징영역과 상기 제2이미징광을 획득하는 제2이미징영역을 포함하는 내시경용 촬상 모듈.

청구항 2

제1이미징광과 제2이미징광을 출사하는 광원 유닛; 및

상기 제1이미징광을 획득하여 제1이미지를 생성하고, 상기 제2이미징광을 획득하여 제2이미지를 생성하는 이미지 센서 유닛을 포함하고,

상기 이미지 센서 유닛은 상호 경사지게 배치되어, 상기 제1이미징광을 획득하는 제1이미징영역과 상기 제2이미징광을 획득하는 제2이미징영역을 포함하는 내시경용 내시경용 촬상 모듈.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 광원 유닛은 상기 제1이미징광과 상기 제2이미징광을 주기적으로 교번하여 출사하도록 구동하고,

상기 이미지 센서 유닛은 상기 제1이미징영역과 상기 제2이미징영역이 주기적으로 교번하여 활성화되도록 구동하고,

상기 광원 유닛과 상기 이미지 센서 유닛의 구동 주기는 동기화되는 내시경용 촬상 모듈.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 광원 유닛과 상기 이미지 센서 유닛의 구동 주기는 15Hz 이상인 내시경용 촬상 모듈.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 제1이미징광은 상기 광원 유닛에서 여기광으로 출사되고, 상기 제2이미징광은 상기 광원 유닛에서 백색 광 대역의 광으로 출사되고,

상기 제1이미지는 형광 이미지고, 상기 제2이미지는 명시야 이미지인 내시경용 촬상 모듈.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 제1이미징광은 상기 제1이미징영역에서 방출광으로 획득되고, 상기 제1이미징영역에는 상기 제1이미징광을 선택적으로 투과시키는 필터가 배치되는 내시경용 촬상 모듈.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 광분리 유닛은 마이크로 프리즘(Micro prism)과 맴스 프리즘 어레이(MEMs prism array) 중 적어도 하나인 내시경용 촬상 모듈.

청구항 8

제2항에 있어서,

상기 제1이미징영역과 상기 제2이미징영역은 상호 이웃하여 대칭으로 배치되는 내시경용 촬상 모듈.

청구항 9

제1항 또는 제2항의 내시경용 촬상 모듈을 포함하는 의료용 내시경.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 의료용 내시경은 상기 내시경용 촬상 모듈에서 생성된 형광 이미지와 명시야 이미지가 동기화된 이미지를 재생하는 의료용 내시경.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 분할 이미징을 기반으로 다중 의료 이미지를 동기화시키는 내시경용 촬상 모듈 및 의료용 내시경에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 영상 의학은 의료기술의 발전으로 정확한 질병의 진단과 편리하게 영상을 획득할 수 있는 다양한 장비의 개발로 인하여 빠르게 발전하고 있다. 특히, 소화기, 대장 및 비뇨기 등에서의 암진단을 위한 내시경진단에 있어서, 조 기암이나 전암성 병변은 주변 점막과 비슷한 색조를 띄고 있거나 윤기나 함몰이 뚜렷하지 않을 수 있고 형태학 적인 관찰의 한계로 인해 병변의 경계가 명확하지 않아, 백색 대역 파장의 광을 통해 획득하는 명시야 이미지 (Bright field image)만으로는 발견과 관찰이 어려운 경우가 많다.

[0003] 따라서 임상적으로 의미가 있는 병변을 잘 발견할 수 있게 하고(Detection), 병변의 특징과 경계를 잘 나타내며 (Characterization), 정확한 진단이 가능하게 하기 위한(Diagnosis) 기술이 요구되고 있는 실정이다.

[0004] 이러한 해결 방법으로, 협대역, 자가형광 및 조영제(Contrast media) 기반 형광 이미지(Fluorescence image) 등의 분자영상기법을 내시경에 융합하여, 현장에서의 진단 및 정밀 의료를 실현하기 위한 광학적 조직검사 (optical biopsy) 기반의 시스템 개발이 대두되고 있다. 형광 영상을 통해 진단 및 수술을 하는 경우, 종양의 제거 시 마진을 최소화할 수 있으며 제거 후 암세포의 잔류여부를 정밀 검토하는 것이 가능하다.

[0005] 나아가 명시야 이미지와 형광 이미지를 동기화 시키면, 시인성이 좋은 명시야 이미지의 장점과 병변을 진단하기

좋은 형광 이미지의 장점을 모두 갖춘 이미지를 구현할 수 있을 것이다.

[0006] 그러나 일반적인 내시경은 명시야 이미지와 형광 이미지를 동기화 시키기 위해, 광학 부품이 많아져, 제품의 사이즈와 제조 비용이 증가하는 문제가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허공보 제10-1323646호, 2013.11.05 공고

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 분할 이미징을 기반으로, 최소의 광학계로 명시야 이미지와 형광 이미지가 동기화된 이미지를 구현함으로써, 병변을 정확하게 진단할 수 있고 경제적이며 사이즈를 축소할 수 있는 내시경용 촬상 모듈 및 의료용 내시경을 제공하는 것이다.

[0009] 본 발명이 해결하고자 하는 과제들은 이상에서 언급된 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈은 제1이미징광과 제2이미징광을 출사하는 광원 유닛; 상기 제1이미징광을 획득하여 제1이미지를 생성하고, 상기 제2이미징광을 획득하여 제2이미지를 생성하는 이미지 센서 유닛; 상기 광원 유닛과 상기 센서 모듈의 사이의 광 경로에 배치되어, 상기 제1이미징광과 상기 제2이미징광을 분리하는 광분리 유닛을 포함하고, 상기 이미지 센서 유닛은 상기 제1이미징광을 획득하는 제1이미징영역과 상기 제2이미징광을 획득하는 제2이미징영역을 포함할 수 있다.

[0011] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈은 제1이미징광과 제2이미징광을 출사하는 광원 유닛; 상기 제1이미징광을 획득하여 제1이미지를 생성하고, 상기 제2이미징광을 획득하여 제2이미지를 생성하는 이미지 센서 유닛을 포함하고, 상기 이미지 센서 유닛은 상호 경사지게 배치되어, 상기 제1이미징광을 획득하는 제1이미징영역과 상기 제2이미징광을 획득하는 제2이미징영역을 포함할 수 있다.

[0012] 상기 광원 유닛은 상기 제1이미징광과 상기 제2이미징광을 주기적으로 교번하여 출사하도록 구동하고, 상기 이미지 센서 유닛은 상기 제1이미징영역과 상기 제2이미징영역이 주기적으로 교번하여 활성화되도록 구동하고, 상기 광원 유닛과 상기 이미지 센서 유닛의 구동 주기는 동기화될 수 있다.

[0013] 상기 광원 유닛과 상기 이미지 센서 유닛의 구동 주기는 15Hz 이상일 수 있다.

[0014] 상기 제1이미징광은 상기 광원 유닛에서 여기광으로 출사되고, 상기 제2이미징광은 상기 광원 유닛에서 백색 파장 대역의 광으로 출사되고, 상기 제1이미지는 형광 이미지이고, 상기 제2이미지는 명시야 이미지일 수 있다.

[0015] 상기 제1이미징광은 상기 제1이미징영역에서 방출광으로 획득되고, 상기 제1이미징영역에는 상기 제1이미징광을 선택적으로 투과시키는 필터가 배치될 수 있다.

[0016] 상기 광분리 유닛은 마이크로 프리즘(Micro prism)과 맵스 프리즘 어레이(MEMs prism array) 중 적어도 하나일 수 있다.

[0017] 상기 제1이미징영역과 상기 제2이미징영역은 상호 이웃하여 대칭으로 배치될 수 있다.

[0018] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 면에 따른 의료용 내시경은 상술한 내시경용 촬상 모듈을 포함할 수 있다.

[0019] 상기 의료용 내시경은 상기 내시경용 촬상 모듈에서 생성된 형광 이미지와 명시야 이미지가 동기화된 이미지를 재생할 수 있다.

발명의 효과

- [0020] 본 발명에서는 분할 이미징을 이용하여(일 예로, 광분리 유닛(마이크로 프리즘, 맵스 프리즘 어레이) 또는 이미지 센서 유닛의 경사 배치(tilted)), 명시야 이미지와 형광 이미지를 각각 획득하여, 최소한의 광학적 부품으로 명시야 이미지와 형광 이미지가 동기화된 이미지를 제공함으로써, 경제적이며 사이즈가 축소된 내시경용 촬상 모듈 및 의료용 내시경을 제공한다.
- [0021] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급된 효과로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0022] 도 1은 본 발명의 의료용 내시경을 나타낸 개념도이다.
- 도 2는 본 발명의 내시경용 촬상 모듈을 나타낸 사시도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈에서 제1이미지와 제2이미지가 생성되는 것을 나타낸 개념도이다.
- 도 4는 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈에서 제1이미지와 제2이미지가 생성되는 것을 나타낸 개념도이다.
- 도 5는 본 발명의 의료용 내시경에서 형광 이미지와 명시야 이미지가 동기화되어 재생되는 것을 나타낸 개념도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0023] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 제한되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 기술자에게 본 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.
- [0024] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소 외에 하나 이상의 다른 구성요소의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다. 명세서 전체에 걸쳐 동일한 도면 부호는 동일한 구성 요소를 지칭하며, "및/또는"은 언급된 구성요소들의 각각 및 하나 이상의 모든 조합을 포함한다. 비록 "제1", "제2" 등이 다양한 구성요소들을 서술하기 위해서 사용되나, 이들 구성요소들은 이들 용어에 의해 제한되지 않음은 물론이다. 이들 용어들은 단지 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구별하기 위하여 사용하는 것이다. 따라서, 이하에서 언급되는 제1 구성요소는 본 발명의 기술적 사상 내에서 제2 구성요소일 수도 있음은 물론이다.
- [0025] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 기술자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또한, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0026] 공간적으로 상대적인 용어인 "아래(below)", "아래(beneath)", "하부(lower)", "위(above)", "위(upper)" 등은 도면에 도시되어 있는 바와 같이 하나의 구성요소와 다른 구성요소들과의 상관관계를 용이하게 기술하기 위해 사용될 수 있다. 공간적으로 상대적인 용어는 도면에 도시되어 있는 방향에 더하여 사용시 또는 동작시 구성요소들의 서로 다른 방향을 포함하는 용어로 이해되어야 한다. 예를 들어, 도면에 도시되어 있는 구성요소를 뒤집을 경우, 다른 구성요소의 "아래(below)"또는 "아래(beneath)"로 기술된 구성요소는 다른 구성요소의 "위(above)"에 놓여질 수 있다. 따라서, 예시적인 용어인 "아래"는 아래와 위의 방향을 모두 포함할 수 있다. 구성요소는 다른 방향으로도 배향될 수 있으며, 이에 따라 공간적으로 상대적인 용어들은 배향에 따라 해석될 수 있다.

- [0028] 이하, 도 1을 참조하여 본 발명의 의료용 내시경(1000)을 설명한다. 본 발명의 의료용 내시경(1000)은 케이블(10), 조작 모듈(20), 디스플레이 모듈(30) 및 전자 제어 모듈(미도시, Electric control module)을 포함할 수 있다. 나아가 본 발명의 의료용 내시경(1000)에는 케이블(10)의 끝단에 촬상 모듈(100)이 장착될 수 있다.
- [0029] 이하, 촬상 모듈(100)이 어댑터(Adapter) 및 헤드(Head) 형태로 케이블(10)의 앞단에 교체가 가능하게 장착되는 경우를 예를 들어 설명하지만, 본 발명의 내시경(1000)과 촬상 모듈(100)이 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0030] 일 예로, 본 발명의 내시경(1000)은 "현미경 형태(Microscope type)"일 수 있고, 촬상 모듈(100)이 이미지가이드(케이블, 광섬유 등)의 후단에 배치될 수 있다. 또한, 본 발명의 내시경(1000)은 "캡슐 형태(Capsule type)"일 수 있고, 촬상 모듈(100)이 캡슐의 내부에 배치될 수 있다.
- [0031] 케이블(10)은 절연 피복된 도전 라인으로서 촬상 모듈(100)에서 생성된 전자 신호 형태의 명시야 이미지(Bright field image)와 형광 이미지(Fluorescence image)를 전자 제어 모듈로 전송하거나, 전자 제어 모듈에서 생성된 제어 신호를 촬상 모듈(100)로 전송하는 기능을 수행할 수 있다. 또한, 케이블(10)은 대상자(환자)의 체내에 삽입되어 생체 내부의 촬상 영역까지 촬상 모듈(100)을 이송시키는 기능을 수행할 수 있다.
- [0032] 조작 모듈(20)은 일 예로, 써큘레이터 형태(Circulator type)로 마련될 수 있다. 사용자(의료진)는 조작 모듈(20)을 수동으로 조작하여, 케이블(10)의 삽입 길이 및/또는 삽입 방향을 결정할 수 있다.
- [0033] 디스플레이 모듈(30)에서는 형광 이미지와 명시야 이미지가 동기화된 이미지가 재생될 수 있다. 동기화된 이미지는 형광 이미지와 명시야 이미지가 오버랩되어, 인간이 인식할 수 없는 주기로 빠르게 교번(Switching)하여 재생될 수 있다(도 5의 (a) 참조). 이와 달리, 동기화된 이미지는 형광 이미지와 명시야 이미지를 이용한 스테레오 이미지(Stereo image)로 재생될 수도 있다(도 5의 (b) 참조).
- [0034] 전자 제어 모듈(미도시)은 촬상 모듈(100)을 제어하며, 촬상 모듈(100)로부터 전자 신호 형태의 이미지를 전송 받고 이를 처리하여(Image processing), 형광 이미지와 명시야 이미지가 동기화된 이미지로 변환할 수 있다. 전자 제어 모듈에서 변환된 이미지는 디스플레이 모듈(30)을 통해 재생될 수 있다. 한편, 전자 제어 모듈은 의료용 내시경(1000)에 마련될 수도 있고, 촬상 모듈(100)에 마련될 수도 있고, 의료용 내시경(1000)과 촬상 모듈(100) 모두에 분리되어 마련될 수도 있다.
- [0036] 이하, 도 2 내지 도 3을 참조하여, 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)에 대해 설명한다. 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)은 케이스(110), 광원 유닛(120), 렌즈 유닛(130), 광분리 유닛(140) 및 이미지 센서 유닛(150)을 포함할 수 있다.
- [0037] 케이스(110)는 외장 부재로서, 케이스(110)에는 광원 유닛(120), 렌즈 유닛(130), 광분리 유닛(140) 및 이미지 센서 유닛(150)이 내장될 수 있다. 케이스(110)는 생체적합성(Biocompatibility)이 우수한 합성 수지 재질 및/또는 금속 재질로 제작될 수 있다.
- [0038] 케이스(110)는 어댑터 및 헤드 형태로 케이블(10)의 앞단에 분리가 가능하게 장착될 수 있다. 즉, 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)은 기존의 다양한 종류의 내시경에 전용적으로 적용되도록 마련될 수 있다.
- [0039] 케이스(110)의 앞면에는 광원 유닛(120)에서 출사된 이미징광이 투과되는 투과창(111, 또는 스티어링 렌즈)과, 촬상 영역을 경유한 이미징광이 투과되는 투과창(112, 또는 대물렌즈)이 형성될 수 있다.
- [0040] 광원 유닛(120)은 제1이미징광과 제2이미징광을 출사할 수 있다. 이를 위해, 광원 유닛(120)은 제1이미징광을 출사하는 제1광원(121)과, 제2이미징광을 출사하는 제2광원(122)과, 제1광원(121)과 제2광원(122)이 실장되는 기판(123, PCB, Printed circuit board)을 포함할 수 있다.
- [0041] 제1광원(121)과 제2광원(122)은 촬상 영역(병변 조직과 병변 조직 인근의 생체 조직, 대략적으로 전방)을 향하여 제1이미징광과 제2이미징광을 출사할 수 있다. 제1광원(121)과 제2광원(121)에서 출사된 제1이미징광과 제2이미징광은 촬상 영역을 경유하고, 렌즈 유닛(130)을 투과하고 광분리 유닛(140)에서 분리되어, 이미지 센서 유닛(150)으로 조사될 수 있다.
- [0042] 제1광원(121)과 제2광원(122)에는 다양한 종류의 광원이 사용될 수 있으며, 일 예로, 제1광원(121)과 제2광원(122)은 LED(Light emitting diode) 또는 LD(Light diode)일 수 있다.
- [0043] 한편, 제1이미징광과 제2이미징광은 다른 종류의 광일 수 있다. 일 예로, 제1이미징광은 제1광원(121)에서 청색

과장 대역의 여기광(Excitation)으로 출사될 수 있고, 조영제 처리된 촬상 영역을 경유하는 과정에서 방출광(Emission)으로 변환되어, 이미지 센서 유닛(150)에서 녹색 과장 대역의 방출광으로 획득될 수 있다. 또한, 제2이미징광은 제2광원(122)에서 백색 과장 대역의 광으로 출사될 수 있고, 촬상 영역을 경유하여(촬상 영역에서 반사), 이미지 센서 유닛(150)에서 백색 과장 대역의 광으로 획득될 수 있다. 따라서 제1이미징광에 의해 생성된 제1이미지는 형광 이미지일 수 있고, 제2이미징광에 의해 생성된 제2이미지는 명시야 이미지일 수 있다.

[0044] 렌즈 유닛(130)은 광원 유닛(120)과 이미지 센서 유닛(150) 사이의 광 경로에 위치할 수 있다. 렌즈 유닛(130)은 복수의 광학 렌즈가 광축 방향으로 배열된 광학 렌즈 어레이(Optical lens array)일 수 있다. 렌즈 유닛(130)은 촬상 영역을 경유(촬상 영역에서 방출광으로 변환되거나 촬상 영역에서 반사)한 제1이미징광과 제2이미징광을 이미지 센서 유닛(150)으로 포커싱 및 가이드할 수 있다.

[0045] 광분리 유닛(140)은 광원 유닛(120)과 이미지 센서 유닛(150) 사이의 광 경로에 위치할 수 있다. 광분리 유닛(140)은 촬상 영역을 경유한 제1이미징광과 제2이미징광을 상호 분리하는 기능을 수행할 수 있다. 즉, 제1이미징광과 제2이미징광은 광분리 유닛(140)에 의해 분리되어, 상호 독립적인 광 경로를 형성할 수 있다. 그 결과, 제1이미징광은 이미지 센서 유닛(150)의 제1이미징영역(151)으로, 제2이미징광은 이미지 센서 유닛(150)의 제2이미징영역(152)으로 각각 조사될 수 있다.

[0046] 광분리 유닛(140)에는 제1이미징광과 제2이미징광을 분리시키는 다양한 종류의 광학 소자가 이용될 수 있다. 일 예로, 도 3의 (a)에서 나타내는 바와 같이 광분리 유닛(140)으로 마이크로 프리즘(Micro prism)이 이용될 수 있다. 또한, 도 3의 (b)에서 나타내는 바와 같이 광분리 유닛(140)으로 맴스 프리즘 어레이(MEMs prism array; MEMs는 Micro-electro mechanical system으로서 미세전자제어기술을 의미)일 수 있다.

[0047] 한편, 렌즈 유닛(130)과 광분리 유닛(140)은 상호 이격되어 다양한 광학적 배치 관계를 가질 수 있다. 일 예로, 렌즈 유닛(130)을 경유한 광이 광분리 유닛(140)으로 조사되거나, 광분리 유닛(140)을 경유한 광이 렌즈 유닛(130)으로 조사되도록 배치될 수 있다. 즉, 렌즈 유닛(130)과 광분리 유닛(140)의 광학적 배치 관계는 광학적 설계 요청에 따라 다양하게 변경될 수 있다.

[0048] 이미지 센서 유닛(150)은 제1이미징광과 제2이미징광을 획득하여, 제1이미지와 제2이미지를 생성하는 기능을 수행할 수 있다. 이 경우, 제1이미지는 제1이미징광이 전자 신호로 변경된 형태일 수 있고, 제2이미지는 제2이미징광이 전자 신호로 변경된 형태일 수 있다. 제1이미지와 제2이미지는 전자 제어 모듈로 전송되고, 전자 제어 모듈에서 이미지 처리되어, 제1이미지와 제2이미지가 동기화된 이미지로 변환될 수 있다.

[0049] 일 예로, 이미지 센서 유닛(150)은 촬상 영역을 경유한 녹색 과장 대역의 방출광을 이용하여 형광 이미지를 생성할 수 있고, 촬상 영역을 경유한 백색 과장 대역의 광을 이용하여 명시야 이미지를 생성할 수 있다. 형광 이미지와 명시야 이미지는 전자 제어 모듈에서 이미지 처리되어, 형광 이미지와 명시야 이미지가 동기화된 이미지로 변환될 수 있다.

[0050] 이미지 센서 유닛(150)은 제1이미징광을 획득하여 제1이미지를 생성하는 제1이미징영역(151)과, 제2이미징광을 획득하여 제2이미지를 생성하는 제2이미징영역(152)과, 제1이미징영역(151)과 제2이미징영역(152)이 실장되는 기판(153, PCB, Printed circuit board)을 포함할 수 있다.

[0051] 이 경우, 제1이미징영역(151)과 제2이미징영역(152)은 단일의 이미지 센서 칩에 각각 분리되어 형성되어 있는 촬상 영역일 수도 있고, 듀얼 이미지 센서 칩에 각각 마련된 촬상 영역일 수도 있다. 제1이미징영역(151)과 제2이미징영역(152)으로서, 다양한 촬상 유닛이 이용될 수 있으며, 일 예로, CCD(Charge-coupled device)와 CMOS(Complementary metal-oxide semiconductor) 등이 이용될 수 있다.

[0052] 한편, 제1이미징영역(151)에는 제1이미징광(방출광)을 선택적으로 투과시키는 필터(154)가 배치될 수 있다. 이 경우, 필터(154)는 특정 과장 대역의 광(일 예로, 녹색 과장 대역의 광)을 선택적으로 투과시키는 밴드 패스 필터(BPF, Band pass filter)일 수 있다. 따라서 제1이미징영역(151)에는 제1이미지의 생성에 필요한 제1이미징광만이 조사되어, 제1이미지의 품질(노이즈 차단)을 향상시킬 수 있다.

[0054] 이하, 도 4를 참조하여, 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈(100-1)을 설명한다.

[0055] 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈(100-1)은 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)과 비교하여, 이미지 분리 유닛이 생략되고 듀얼 이미지 센서(Dual image sensor)가 경사지게(tilted) 배치된 차이

점을 제외하고, 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)이 유추 적용될 수 있다.

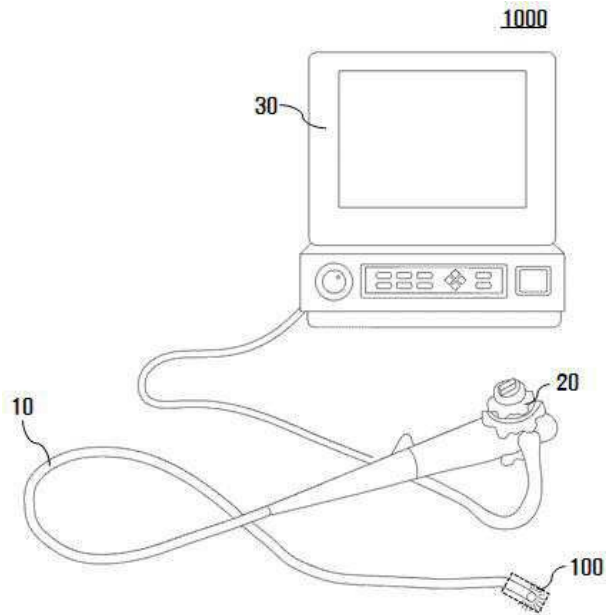
- [0056] 이하, 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈(100-1)을 설명함에 있어서, 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)과 실질적으로 동일한 기술적 특징을 가지는 부분에 대한 설명은 생략한다.
- [0057] 이미지 센서 유닛(150-1)은 상호 이웃하여 대칭으로 경사지게 배치되는 제1이미지영역(151-1)과 제2이미지영역(152-1)을 포함할 수 있다. 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈(100-1)은 제1이미지영역(151-1)과 제2이미지영역(152-1)의 경사 배치(tilted)에 의해, 제1이미지광과 제2이미지광을 분리할 필요 없이(이미지 분리 유닛 생략 가능), 제1이미지영역(151-1)에 제1이미지광이 조사될 수 있고 제2이미지영역(151-2)에 제2이미지광이 조사될 수 있다.
- [0058] 한편, 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈(100-1)에서는 렌즈 유닛(130-1)이 제1이미지광을 제1이미지영역(151-1)으로 가이드 및 포커싱하는 제1렌즈 유닛(131-1)과 제2이미지광을 제2이미지영역(151-2)으로 가이드 및 포커싱하는 제2렌즈 유닛(132-1)을 포함할 수 있다.
- [0059] 즉, 제1이미지광과 제2이미지광이 분리되지 않는 점을 보완하기 위해, 제1이미지영역(151-1)과 제2이미지영역(152-1)에 대응되는 렌즈 유닛이 각각 마련될 수 있다.
- [0060] 한편, 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈(100-1)에서도 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)과 마찬가지로, 제1이미지영역(151-1)에 필터(154-1)가 배치될 수 있다.
- [0061] 이상, 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)과 본 발명의 다른 일 면에 따른 촬상 모듈(100-1)을 각각 설명하였지만, 본 발명의 촬상 모듈이 이에 제한되는 것은 아니다. 일 예로, 본 발명의 촬상 모듈은 본 발명의 일 면에 따른 촬상 모듈(100)의 기술적 특징과 본 발명의 다른 일 면에 따른 촬상 모듈(100-1)의 기술적 특징이 결합된 형태로 존재할 수 있다(이미지 분리 유닛과 상호 경사지게 배치된 듀얼 이미지 센서를 동시에 포함).
- [0063] 이하, 도 5를 참조하여, 본 발명의 의료용 내시경(1000)에서 형광 이미지(제1이미지)와 명시야 이미지(제2이미지)가 동기화된 이미지가 재생되는 것을 설명한다.
- [0064] 도 5의 (a)에서 나타내는 바와 같이, 동기화된 이미지는 형광 이미지와 명시야 이미지가 오버랩되어, 인간이 인식할 수 없는 주기로 빠르게 교번(Switching)하여 재생될 수 있다.
- [0065] 이를 위해, 광원 유닛(120)은 제1이미지광과 제2이미지광을 주기적으로 교번하여 출사하도록 구동(제1광원과 제2광원을 주기적으로 교번하여 구동)할 수 있고, 이미지 센서 유닛(130)은 제1이미지영역(131)과 제2이미지영역(132)이 주기적으로 교번하여 활성화되도록 구동될 수 있다. 이 경우, 광원 유닛(120)과 이미지 센서 유닛(130)의 구동 주기는 동기화될 수 있다.
- [0066] 즉, 제1이미지광이 이미지 센서 유닛(130)으로 조사될 때 제1이미지영역(131)이 활성화되고 제2이미지영역(132)이 비활성화되어, 형광 이미지(제1이미지)를 생성할 수 있다. 이와 반대로, 제2이미지광이 이미지 센서 유닛(130)으로 조사될 때 제2이미지영역(132)이 활성화되고 제1이미지영역(131)이 비활성화되어, 명시야 이미지(제2이미지)를 생성할 수 있다. 따라서 형광 이미지와 명시야 이미지가 교번하며 재생될 수 있다.
- [0067] 나아가 광원 유닛(120)과 이미지 센서 유닛(130)의 구동 주기는 15Hz 이상일 수 있다. 형광 이미지와 명시야 이미지를 인간이 인식할 수 없는 주기로 빠르게 교번함으로써, 사용자(의료진)가 형광 이미지와 명시야 이미지를 동시에 관찰하는 것으로 인식하게 하기 위함이다.
- [0068] 한편, 형광 이미지와 명시야 이미지가 반전되는 등의 이유로, 형광 이미지와 명시야 이미지를 오버랩시키기 위해 형광 이미지와 명시야 이미지의 정렬(Align)이 필요한 경우, 전자 제어 모듈에서 소프트웨어적인 보정(일 예로, 보간)을 통해 해결하거나 광 가이드 소자를 추가하여 광학적인 보정을 통해 해결할 수 있다.
- [0069] 또한, 도 5의 (b)에서 나타내는 바와 같이, 동기화된 이미지는 각각 다른 시점에서 촬영된 형광 이미지와 명시야 이미지에 대한 스테레오 이미지(Stereo image)로 재생될 수도 있다. 한편, 본 발명의 다른 일 면에 따른 내시경용 촬상 모듈(100-1)은 경사지게 배치된 듀얼 이미지 센서 구조에 의해 스테레오 이미지를 촬영하기 용이할 수 있다.
- [0070] 상술한 바에 따르면, 본 발명에서는 광분리 유닛 또는 이미지 센서 유닛의 경사 배치(tilted)에 의해 명시야 이미지와 형광 이미지를 각각 획득하여, 최소한의 광학적 부품으로 명시야 이미지와 형광 이미지가 동기화된 이미

지를 제공할 수 있다.

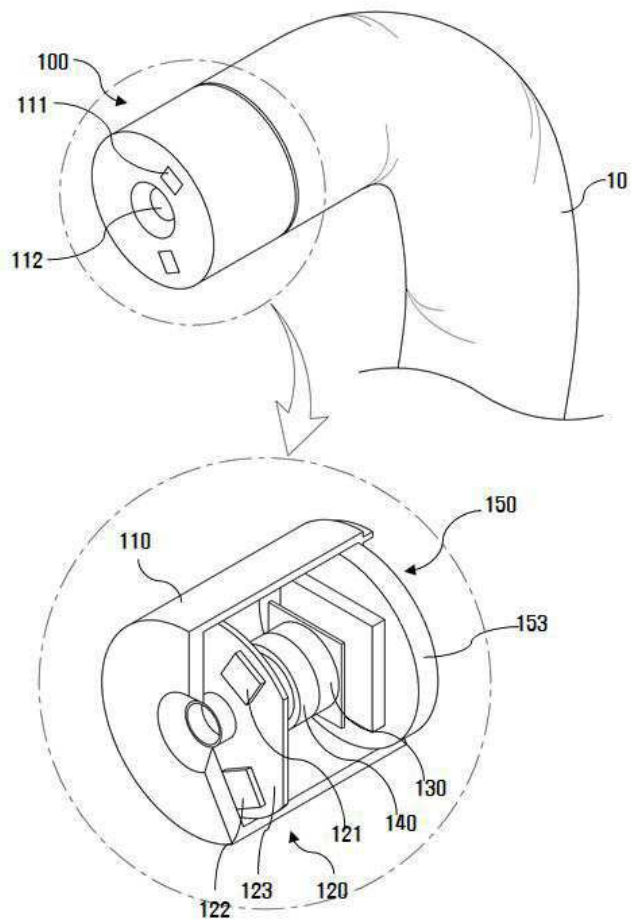
[0072] 이상, 첨부된 도면을 참조로 하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 기술자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 제한적이지 않은 것으로 이해해야만 한다.

도면

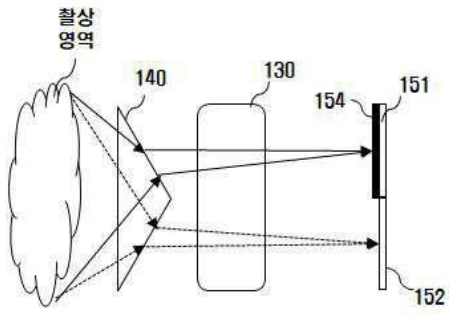
도면1



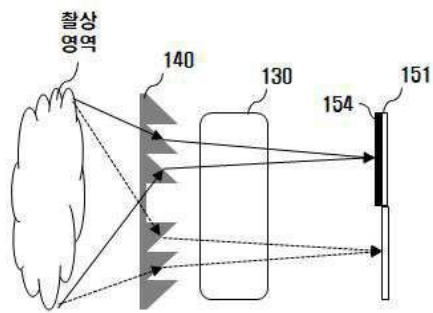
도면2



도면3

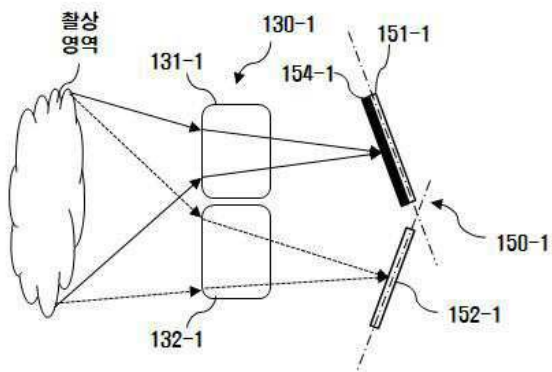


(a)



(b)

도면4



도면5

