(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2020 년 1 월 30 일 (30.01.2020)

WIPO | PCT

(10) 국제공개번호
WO 2020/022810 A1

(51) 국제특허분류:
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 1/06* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2019/009258

(22) 국제출원일: 2019 년 7 월 25 일 (25.07.2019)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2018-0087453 2018 년 7 월 26 일 (26.07.2018) KR

(71) 출원인: 재단법인 아산사회복지재단 (**THE ASAN FOUNDATION**) [KR/KR]; 05505 서울시 송파구 올림픽로43길 88, Seoul (KR). 울산대학교 산학협력단 (**UNIVERSITY OF ULSAN FOUNDATION FOR INDUSTRY COOPERATION**) [KR/KR]; 44610 울산시 남구 대학로 93, Ulsan (KR).

(72) 발명자: 김준기 (**KIM, Jun Ki**); 05108 서울시 광진구 뚝섬로52마길 56, 102동 2001호, Seoul (KR). 이상화 (**LEE, Sang Hwa**); 08804 서울시 관악구 남부순환로260길 15, 201호, Seoul (KR).

(74) 대리인: 유철현 (**YOO, Cheol Hyun**); 06131 서울시 강남구 테헤란로25길 15-5, 5층 (역삼동, 아이티빌딩), Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

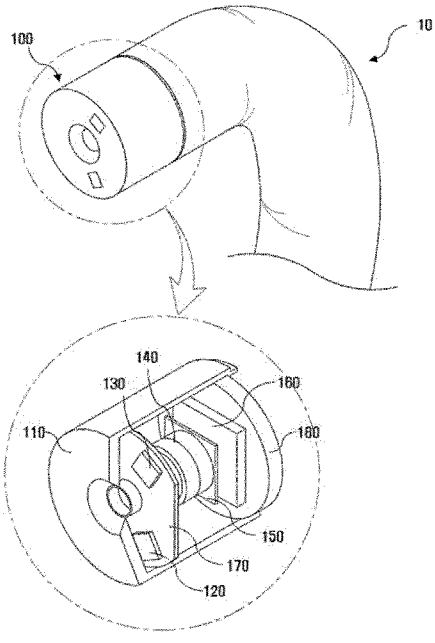
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:
— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

WO 2020/022810 A1

(54) **Title:** ENDOSCOPE HEAD, MEDICAL ENDOSCOPE, AND MEDICAL MICROSCOPE

(54) **발명의 명칭:** 내시경용 헤드, 의료용 내시경 및 의료용 현미경



(57) **Abstract:** Provided are: an endoscope head that is a small-sized optical system having a small number of optical components, and is capable of generating a composite image in which a bright field image and a fluorescent image are synchronized; and a medical endoscope and a medical microscope which have the endoscope head mounted thereon. The endoscope head includes: a first light source and a second light source which emit light forward; an optical lens disposed behind the light sources; a liquid crystal panel which is disposed behind the optical lens and has a plurality of pixels formed thereon; and an image sensor disposed behind the liquid crystal panel, wherein each of the plurality of pixels in the liquid crystal panel is divided into a first channel and a second channel, and a filtering material that selectively transmits light according to a wavelength band is disposed on the second channel.

(57) **요약서:** 적은 수의 광학 부품과 작은 사이즈의 광학계로, 명시야 영상과 형광 영상이 동기화된 합성 영상을 구현할 수 있는 내시경용 헤드와 상기 내시경용 헤드가 장착된 의료용 내시경과 의료용 현미경이 제공된다. 상기 내시경용 헤드는 전방으로 광을 출사하는 제1 광원과 제2 광원; 상기 광원의 후방에 배치되는 광학 렌즈; 상기 광학 렌즈의 후방에 배치되고, 복수 개의 픽셀이 형성되는 액정 패널; 상기 액정 패널의 후방에 배치되는 이미지 센서를 포함하고, 상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀의 각각은 제1 채널과 제2 채널로 구분되고, 상기 제2 채널 상에는 파장 대역에 따라 선택적으로 광을 투과시키는 필터링 물질이 배치되는 것을 특징으로 한다.

명세서

발명의 명칭: 내시경용 헤드, 의료용 내시경 및 의료용 현미경

기술분야

[1] 본 발명은 내시경용 헤드, 의료용 내시경 및 의료용 현미경에 관한 것이다.

배경기술

[2] 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, 조기암이나 전암성 병변은 주변 점막과 비슷한 색조를 띄고 있거나 융기나 함몰이 뚜렷하지 않을 수 있고 형태학적인 관찰의 한계로 인해 병변의 경계가 명확하지 않아, 백색 대역 파장의 광을 통해 획득하는 명시야 영상(Bright field image) 만으로는 발견과 관찰이 어려운 경우가 많다.

[3] 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.

[4] 이러한 해결 방법으로, 협대역, 자가형광 및 조영제 기반 형광 영상(Fluorescence image) 등의 분자영상기법을 내시경에 융합하여, 현장에서의 진단 및 정밀의료를 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.

[5] 나아가 명시야 영상과 형광 영상을 동기화 시키면, 시인성이 좋은 영시야 영상의 장점과 병변을 진단하기 좋은 형광 영상의 장점을 모두 갖춘 합성 이미지를 구현할 수 있을 것이다.

[6] 그러나 일반적인 내시경은 명시야 영상과 형광 영상을 동기화 시키기 위해, 광학 부품이 많아지고 광학계의 사이즈가 커져, 제품 비용이 증가하고 삽입 시 환자가 느끼는 고통이 증가(내시경의 사이즈가 커지기 때문에)하는 문제가 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[7] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 적은 수의 광학 부품과 작은 사이즈의 광학계로, 명시야 영상과 형광 영상이 동기화된 합성 영상을 구현할 수 있는 내시경용 헤드와 상기 내시경용 헤드가 장착된 의료용 내시경과 의료용 현미경을 제공하는 것이다.

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

과제 해결 수단

[9] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 제1실시예에 따른 내시경용 헤드는 전방으로 광을 출사하는 제1광원과 제2광원; 상기 제1광원과 상기 제2광원의 후방에 배치되는 광학 렌즈; 상기 광학 렌즈의 후방에 배치되고, 복수 개의 픽셀이 형성되는 액정 패널; 상기 액정 패널의 후방에 배치되는 이미지 센서를 포함하고, 상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀의 각각은 제1채널과 제2채널로 구분되고, 상기 제2채널 상에는 파장 대역에 따라 선택적으로 광을 투과시키는 필터링 물질이 배치되는 것을 특징으로 한다.

[10] 상기 광학 렌즈는 렌즈 홀더와, 상기 렌즈 홀더에 고정되는 복수 개의 렌즈를 포함하며, 상기 복수 개의 렌즈는 광축을 형성하는 렌즈 어레이인 것을 특징으로 한다.

[11] 상기 제1광원과 상기 제2광원은 상호 다른 파장 대역의 광을 출사하고, 상기 제2광원의 전방에는 활성 필터가 배치되는 것을 특징으로 한다.

[12] 상기 제1광원은 백색 파장 대역의 광을 출사하고, 상기 제2광원은 청색 파장 대역의 광을 출사하는 것을 특징으로 한다.

[13] 상기 제1광원 및 상기 제2광원 중 하나의 광원은 광역학 치료(Photodynamic Therapy, PDT) 또는 광열 치료(Photothermal Therapy, PTT)를 위해 사용되는 것을 특징으로 한다.

[14] 상기 액정은, 제1편광축을 가지는 제1편광층; 상기 제1편광층의 후방에 배치되는 투명층; 상기 투명층의 후방에 배치되는 전극층; 상기 전극층의 후방에 배치되는 액정층; 상기 액정층의 후방에 배치되고, 상기 필터링 물질이 배치되는 필터층; 상기 필터층의 후방에 배치되고, 제2편광축을 가지는 제2편광층을 포함하고, 상기 전극층은 상기 액정층에 전원을 인가하는 것을 특징으로 한다.

[15] 상기 투명층과 상기 필터층은 유리 기판이며, 상기 전극층은 광 투과성 재질로 형성되는 투명 전극을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[16] 상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀 중 적어도 일부의 픽셀에서는 상기 제1채널과 상기 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되는 것을 특징으로 한다.

[17] 상기 제1채널과 상기 제2채널이 상호 교번하며 개방되는 주기는 15Hz 이상인 것을 특징으로 한다.

[18] 상기 제2채널은 복수 개의 단위 채널로 구분되고, 상기 필터링 물질은 투과광의 파장 대역이 상호 다른 복수 개의 단위 필터링 물질로 구분되고, 상기 필터링 물질의 복수 개의 단위 필터링 물질의 각각은 상호 중첩되지 않도록, 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널에 배치되는 것을 특징으로 한다.

[19] 상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀 중 적어도 일부의 픽셀에서는 상기 제1채널과 상기 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되고, 상기 제2채널이 개방될 때, 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 1개의 채널이 개방되거나 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방되는

것을 특징으로 한다.

[20] 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 1개의 채널이 개방되는 경우, 상기 제1채널과 상기 제2채널이 상호 교번하며 개방되는 주기는 15Hz 이상이고, 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방되는 경우, 상기 제1채널과 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방되는 주기는 15Hz 이상인 것을 특징으로 한다.

[21] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 제2실시예에 따른 내시경용 헤드는 전방으로 광을 출사하는 광원; 상기 광원의 전방에 배치되고, 복수 개의 픽셀이 형성되는 액정 패널; 상기 광원의 후방에 배치되는 광학 렌즈; 상기 광학 렌즈의 후방에 배치되는 이미지 센서를 포함하고, 상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀의 각각은 제1채널과 제2채널로 구분되고, 상기 제2채널 상에는 파장 대역에 따라 선택적으로 광을 투과시키는 필터링 물질이 배치되는 것을 특징으로 한다.

[22] 상기 광원은 백색 파장 대역의 광을 출사하고, 상기 광원의 출사광의 파장 대역은 상기 액정 패널의 제1채널을 투과하는 경우 변경되지 않고 상기 액정 패널의 제2채널을 투과하는 경우 변경되는 것을 특징으로 한다.

[23] 상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀의 중 적어도 일부의 픽셀에서는 상기 제1채널과 상기 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되는 것을 특징으로 한다.

[24] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 면에 따른 의료용 내시경은 디스플레이 패널이 배치되고, 전자 제어 유닛이 내장되는 본체; 상기 본체에서 일측으로 연장되는 케이블; 상기 케이블과 광학적으로 연결되는 본 발명의 제1실시예의 내시경용 헤드를 포함하고, 상기 본체의 전자 제어 유닛은 상기 케이블을 통해 제1광원 및 제2광원과 액정 패널과 전기적으로 연결되어 상기 제1광원과 상기 제2광원과 상기 액정 패널을 전자 제어하고, 상기 케이블을 통해 이미지 센서와 전기적으로 연결되어 상기 본체의 디스플레이 패널에서 명시야 영상과 형광 형상이 주기적으로 상호 교번되는 합성 영상을 재생하는 것을 특징으로 한다.

[25] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 면에 따른 의료용 내시경은 디스플레이 패널이 배치되고, 전자 제어 유닛이 내장되는 본체; 상기 본체에서 일측으로 연장되는 케이블; 상기 케이블과 광학적으로 연결되는 본 발명의 제2실시예의 내시경용 헤드를 포함하고, 상기 본체의 전자 제어 유닛은 상기 케이블을 통해 광원과 액정 패널과 전기적으로 연결되어 상기 광원과 상기 액정 패널을 전자 제어하고 상기 케이블을 통해 이미지 센서와 전기적으로 연결되어 상기 본체의 디스플레이 패널에 적어도 일부에서 명시야 영상과 형광 영상이 주기적으로 상호 교번되는 합성 영상을 재생하는 것을 특징으로 한다.

[26] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 면에 따른 의료용 현미경은 대물 렌즈가 배치되는 본체; 본 발명의 제1실시예의 내시경용 헤드를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[27] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 면에 따른 의료용 현미경은 대물 렌즈가 배치되는 본체; 본 발명의 제2실시예의 내시경용 헤드를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[28] 본 발명에서는 액정 패널의 필터링 및 형광 변환에 의해 적은 수의 광원으로도 다양한 명시야 영상과 형광 영상을 획득할 수 있어, 적은 수의 광학 부품과 작은 사이즈의 광학계로 명시야 영상과 형광 영상이 동기화된 합성 이미지를 구형할 수 있는 내시경용 헤드와 상기 내시경용 헤드가 장착된 의료용 내시경과 의료용 현미경을 제공한다.

[29] 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

[30] 도 1은 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경을 나타낸 개념도이다.

[31] 도 2는 본 발명의 제1실시예의 내시경용 헤드를 나타낸 사시도이다.

[32] 도 3은 본 발명의 제1실시예의 액정 패널에서 복수 개의 픽셀, 제1채널 및 제2채널을 나타낸 개념도이다.

[33] 도 4는 본 발명의 제1실시예의 액정 패널에서 명시야 영상을 구현하는 것을 나타낸 개념도이다.

[34] 도 5는 본 발명의 제1실시예의 액정 패널에서 형광 영상을 구현하는 것을 나타낸 개념도이다.

[35] 도 6은 본 발명의 제1실시예의 액정 패널에서 제2채널이 복수 개의 단위 채널로 구분되는 것을 나타낸 개념도이다.

[36] 도 7은 본 발명의 제1실시예의 액정 채널에서 제2채널이 복수 개의 단위 채널로 구분되는 경우, 명시야 영상을 구현하는 것을 나타낸 개념도이다.

[37] 도 8은 본 발명의 제1실시예의 액정 채널에서 제2채널이 복수 개의 단위 채널로 구분되는 경우, 형광 영상을 구현하는 것을 나타낸 개념도이다.

[38] 도 9는 본 발명의 제2실시예의 내시경용 헤드를 나타낸 사시도이다.

[39] 도 10은 본 발명의 제2실시예의 액정 패널에서 제2채널이 복수 개의 단위 채널로 구분되는 경우, 명시야 영상을 구현하는 것을 나타낸 개념도이다.

[40] 도 11은 본 발명의 제2실시예의 액정 채널에서 제2채널이 복수 개의 단위 채널로 구분되는 경우, 형광 형상을 구현하는 것을 나타낸 개념도이다.

[41] 도 12의 (1)은 명시야 영상을 나타낸 사진이고, 도 12의 (2)는 형광 영상을 나타낸 사진이고, 도 12의 (3)은 합성 영상을 나타낸 사진이다.

발명의 실시를 위한 형태

[42] 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.

[43] 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.

[44] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술분야의 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.

[45] 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.

[46]

[47] [제1실시예]

[48] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경(1000)을 설명한다. 도 1을 참조하면, 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경(1000)은 케이블(10), 조작부(20), 본체(30) 및 내시경용 헤드(100)를 포함할 수 있다.

[49]

[50] 도 1을 참조하면, 케이블(10)은 본체(30)에서 일측으로 연장될 수 있다. 케이블(10)의 말단에는 내시경용 헤드(100)가 장착될 수 있다. 이 경우, 내시경용 헤드(100)는 케이블(10)에 분리가 가능하게 장착될 수 있다. 즉, 본 발명의 제1실시예의 내시경용 헤드(100)는 교체될 수 있고, 기존의 의료용 내시경에도 장착될 수 있다.

[51] 케이블(10)은 본체(30)의 전자 제어 모듈(미도시)과 내시경용 헤드(100)를 전기적으로 연결하는 도전 라인과 같은 기능을 수행할 수 있다. 또한, 케이블(10)은 대상자의 신체 내부로 삽입될 수 있다. 이 경우, 케이블(10)의 삽입 길이 및 방향 등은 조작부(20)에 의해 조작될 수 있다.

[52]

[53] 본체(30)에는 디스플레이 패널이 배치되고 전자 제어 유닛이 내장될 수 있다. 전자 제어 유닛은 케이블(10)을 통해 내시경용 헤드(100)의 제1광원(120), 제2광원(130) 및 액정 패널(150)과 전기적으로 연결되어 이들을 전자제어할 수 있다. 또한, 전자 제어 유닛은 케이블(10)을 통해 이미지 센서(160)와 전기적으로 연결되어 본체(30)의 디스플레이 패널에 명시야 영상(도 12의 (1) 참조)과 형광 영상(도 12의 (2) 참조)이 주기적으로 상호 교번되는 합성 영상(도 12의 (3) 참조)을 재생할 수 있다(명시야 영상과 형광 영상의 실시간 동기화).

[54]

[55] 도 2를 참조하면, 내시경용 헤드(100)는 케이블(10)의 말단에 배치될 수 있다. 또한, 내시경용 헤드(100)는 케이스(110), 제1광원(120), 제2광원(130), 광학 렌즈(140), 액정 패널(150), 이미지 센서(160), 제1기판(170) 및 제2기판(180)을 포함할 수 있다.

[56] 케이스(110)는 내부에 공간을 가지는 외장 부재일 수 있다. 케이스(110)의 내부의 공간에는 제1광원(120), 제2광원(130), 광학 렌즈(140), 액정 패널(150), 이미지 센서(160), 제1기판(170) 및 제2기판(180)이 배치될 수 있다. 한편, 케이스(110)의 전방 부분의 적어도 일부는 광 확산 재질로 형성될 수 있다. 그 결과, 제1광원(120)과 제2광원(130)에서 출사된 광은 확산되어 다양한 방향으로 진행할 수 있다.

[57] 제1광원(120)과 제2광원(130)에는 광을 출사하는 모든 종류의 광원이 사용될 수 있다. 일 예로, 제1광원(120)과 제2광원(130)은 LD(Light Diode) 또는 LED(Light Emitting Diode)일 수 있다. 한편, 제2광원(130)의 전방에는 활성(Excitation) 필터가 배치되어, 형광 물질이 도포된 생체 조직이 특정 파장 대역의 광을 흡수(일 예로, 청색 파장 대역의 광)할 수 있고, 특정 파장 대역의 광(일 예로, 녹색 파장 대역의 광)을 방출하도록 할 수 있다. 제1광원(120)과 제2광원(130)은 제1기판(170)에 실장될 수 있다. 제1광원(120)과 제2광원(130)은 전방으로 광을 출사할 수 있다. 제1광원(120)과 제2광원(130)에서 출사된 광은 생체 조직에서 반사된 후, 광학 렌즈(140)과 액정 패널(150)을 차례로 투과하여,

이미지 센서(160)에 조사될 수 있다.

[58] 제1광원(120)과 제2광원(130)은 상호 다른 파장 대역의 광을 출사할 수 있다. 일 예로, 제1광원(120)은 명시야 영상을 구현하기에 적합한 백색 파장 대역의 광을 출사할 수 있고, 제2광원(130)은 형광 영상을 구현하기에 적합한 청색 파장 대역의 광을 출사할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니고, 일 예로, 제2광원(130)은 공초점 형광 영상 시스템, 다광장 형광 시스템, 라만 영상 시스템, Super resolution 영상 시스템, 광음향 시스템, OCT 시스템, Hyperspectral 영상 시스템 등을 구현하기 위한 다양한 파장 대역의 광을 출사할 수 있다.

[59] 일 실시예로, 제1광원(120) 및 제2광원(130) 중 적어도 하나는 특정한 파장 대역의 광을 출사하여 광역학 치료(Photodynamic Therapy, PDT), 또는 광열 치료(photothermal therapy, PTT)를 제공할 수 있다.

[60] 광역학 치료(PDT) 또는 광열 치료(PTT)는 특정한 파장의 광을 직접 또는 특정 파장의 광에 반응하는 약물(광감각제)을 피부표면에 바르거나 몸 속에 주입하여, 일정 시간 후 병변 부위에 특정한 파장의 광을 제공함에 따라 몸에 흡수되거나 주입된 약물을 제공된 광과 반응시켜 광역학적 또는 광열적 치료를 수행하는 방식이다.

[61] 이때, 제1광원(120) 및 제2광원(130) 중 하나의 광원이 광열/광역학 치료용으로 사용되면, 나머지 하나의 광원은 몸 속의 병변 부위를 살펴보기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 제1광원(120)이 광열/광역학 치료용으로 사용되어 병변 부위에 광을 제공하는 경우, 제2광원(130)은 해당 병변 부위에 대한 영상을 구현하여 병변 부위를 확인할 수 있도록 한다.

[62]

[63] 광학 렌즈(140)는 제1광원(120)과 제2광원(130)의 후방에 배치될 수 있다. 나아가 광학 렌즈(140)는 제1기판(170)의 후방에 배치될 수 있다. 또한, 광학 렌즈(140)는 액정 패널(150)의 전방에 배치될 수 있다. 즉, 광학 렌즈(140)는 제1 및 제2광원(120, 130)과 액정 패널(150)의 사이에 배치될 수 있다.

[64] 광학 렌즈(140)에는 제1광원(120)과 제2광원(130)에서 출사되어 생체 조직에서 반사된 광이 투과될 수 있다. 생체 조직에서 반사된 광은 광학 렌즈(140)에서 포커싱되어 이미지 센서(160)로 조사될 수 있다. 한편, 광학 렌즈(140)와 이미지 센서(160)의 사이에는 액정 패널(150)이 배치되므로, 광학 렌즈(140)를 투과한 광은 액정 패널(150)에서 필터링되어 이미지 센서(160)로 조사될 수 있다.

[65] 광학 렌즈(140)는 렌즈 홀더와, 렌즈 홀더에 고정되는 복수 개의 렌즈로 이루어질 수 있다. 이 경우, 복수 개의 렌즈는 광축을 형성하는 "렌즈 어레이(Lens array)"일 수 있다.

[66]

[67] 액정 패널(150)은 광학 렌즈(140)의 후방에 배치될 수 있다. 또한, 액정 패널(150)은 이미지 센서(160)의 전방에 배치될 수 있다. 나아가 액정 패널(150)은 제2기판(160)의 전방에 배치될 수 있다. 즉, 액정 패널(150)은 광학

렌즈(140)와 이미지 센서(160)의 사이에 배치될 수 있다.

[68] 액정 패널(150)은 광학 렌즈(140)를 투과한 광을 필터링하는 기능을 수행할 수 있다. 즉, 액정 패널(150)은 제1광원(120)과 제2광원(130)에서 출사된 광을 선택적으로 투과시켜, 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경(1000)이 명시야 영상과 형광 영상을 모두 구현할 수 있도록 한다.

[69] 도 3에서 나타내는 바와 같이, 액정 패널(150)에는 복수 개의 픽셀(Pixel)이 형성될 수 있다. 복수 개의 픽셀의 각각은 명시야 영상과 형광 영상을 이루는 단위 색소일 수 있다. 나아가 복수 개의 픽셀의 각각은 제1채널과 제2채널로 구분될 수 있다. 이 경우, 제1채널은 명시야 영상(Bright image)을 구현하는 광(제1광원의 출사광)이 통과하는 부분이고, 제2채널은 형광 영상(Fluorescence image)을 구현하는 광(제2광원의 출사광)이 통과하는 부분일 수 있다.

[70] 도 4와 도 5에서 나타내는 바와 같이, 액정 패널(150)은 제1편광층(151), 투명층(152), 전극층(153), 액정층(154), 필터층(155) 및 제2편광층(157)을 포함할 수 있다. 액정 패널(150)에 조사된 광은 제1편광층(151), 투명층(152), 전극층(153), 액정층(154), 필터층(155) 및 제2편광층(157)을 순차적으로 투과할 수 있다. 이 경우, 액정 패널(150)에 조사된 광은 액정층(154)과 필터층(155)에 의해 "필터링"될 수 있다. 여기서 "필터링"은 특정 파장 대역의 광을 차단(액정층)하거나 특정 파장 대역의 광을 다른 파장 대역의 광으로 변환(필터층)시키는 것 중 적어도 하나를 포함하는 개념일 수 있다.

[71] 제1편광층(151)은 특정 방향으로 배열된 제1편광축(151-1)을 가질 수 있다. 따라서 제1편광층(151)을 투과한 광은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광일 수 있다.

[72] 투명층(152)은 "유리 기판(Glass substrate)"일 수 있다. 투명층(152)에는 전극층(153)이 코팅될 수 있다.

[73] 전극층(153)은 액정층(154)에 전원을 인가할 수 있다. 전극층(153)은 광 투과성 재질로 형성되는 투명 전극으로 이루어질 수 있다.

[74] 액정층(154)은 전극층(153)에서 인가되는 전원의 세기에 의해 제1채널과 제2채널이 개방 및 폐쇄되도록 배열될 수 있다.

[75] 일 예로, 제1채널 상의 액정층(154)에 1v의 전압이 인가되면, 제1채널 상의 액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 그대로 투과시킬 수 있다. 따라서 제1편광축(151-1)으로 편광된 광은 제2편광층(157)을 투과하지 못하게 된다(제1채널 폐쇄). 제1채널 상의 액정층(154)에 5v의 전압이 인가되면, 제1채널 상의 액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 제2편광축(157-1)으로 편광시킬 수 있다. 따라서 제2편광축(157-1)으로 편광된 광은 제2편광층(157)을 투과하게 된다(제1채널 개방). 그 결과, 명시야 영상을 구현하기 위한 제1광원(120)의 출사광은 제1채널을 통해 이미지 센서(160)로 조사될 수 있다(도 4 참조).

[76] 또한, 제2채널 상의 액정층(154)에 1v의 전압이 인가되면, 제2채널 상의

액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 그대로 투과시킬 수 있다. 따라서 제1편광축(151-1)으로 편광된 광은 제2편광층(157)을 투과하지 못하게 된다(제2채널 패쇄). 제2채널 상의 액정층(154)에 5v의 전압이 인가되면, 제2채널 상의 액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 제2편광축(157-1)으로 편광시킬 수 있다. 따라서 제2편광축(157-1)으로 편광된 광은 제2편광층(157)을 투과하게 된다(제2채널 개방). 그 결과, 형광 영상을 구현하기 위한 제2광원(130)의 출사광은 제2채널을 통해 이미지 센서(160)로 조사될 수 있다.

[77] 일 예로, 제2광원(130) 또는 제2광원(130)과 활성 필터를 통해 출사되는 출사광(청색 파장 대역의 광, 여기광)은 생체 조직에 조사된 후 재귀하는 과정에서 생체 조직에 도포된 형광 물질(광 감수성 물질)에 의해, 녹색 파장 대역의 광(방출광)으로 변환되어 형광 이미지를 구현할 수 있다. 이 경우, 생체 조직에 도포된 형광 물질에 의한 방출광에는 녹색 파장 대역의 광 외에도 다른 파장 대역의 광이 함께 섞여(일 예로, 광 감수성 물질에 의해 형광으로 변환되지 않은 여기광 등이 합성) 형광 영상에 노이즈를 발생시킬 수 있다. 본 발명에서는 선명한 형광 영상을 구현하기 위해, 노이즈 파장 대역의 광을 액정 패널(150)의 필터층(155)에 의해 필터링하여 선택적으로 수광하는 것을 특징으로 한다.

[78] 즉, 필터층(155)에서는 녹색 파장 대역의 광을 선택적으로 투과시켜, 노이즈가 없는 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현할 수 있는 것이다(도 5 참조).

[79]

[80] 필터층(155)은 "유리 기판(Glass substrate)"일 수 있다. 필터층(152)에는 필터링 물질(155-1)이 코팅(배치)될 수 있다. 필터링 물질(155-1)은 형광 영상을 구현하기 위한 제2광원(130)의 출사광 중 특정 파장 대역의 광만을 선택적으로 투과시키는 기능을 수행할 수 있다. 따라서 필터링 물질(155-1)은 제2채널 상의 필터층(155)에만 배치될 수 있고, 제1채널 상의 필터층(155)에는 배치되지 않을 수 있다.

[81] 제2편광층(157)은 특정 방향으로 배열된 제2편광축(157-1)을 가질 수 있다. 따라서 제2편광층(157)을 투과한 광은 제2편광축(157-1)으로 편광된 광일 수 있다.

[82] 도 6에서 나타내는 바와 같이, 제2채널은 복수 개의 단위 채널로 구분될 수 있다. 이 경우, 제2채널의 복수 개의 단위 채널은 상호 다른 파장 대역의 형광 이미지를 구현하기 위한 채널일 수 있다. 이 경우, 필터링 물질(155-1)은 제2채널의 복수 개의 단위 채널에 일대일 대응되도록, 투과광의 파장 대역이 상호 다른 복수 개의 단위 필터링 물질로 구분될 수 있다. 즉, 필터링 물질(155-1)의 복수 개의 단위 필터링 물질의 각각은 상호 중첩되지 않도록, 제2채널의 복수 개의 단위 채널에 배치될 수 있다.

[83] 그 결과, 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경(1000)은 제1광원(120)의 출사광(일 예로, 백색 파장 대역의 광)으로부터 명시야 영상을 구현할 수 있는

동시에, 제2광원(130)의 출사광(일 예로, 청색 파장 대역의 광)으로부터 다양한 파장 대역의 형광 영상을 구현할 수 있다.

[84] 이 경우, 제2광원(130)의 파장 대역은 다양한 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위해 변경될 수도 있고, 일정 파장 대역으로 유지될 수도 있다. 이 경우, 제2광원(130)에서 일정 파장 대역의 광이 출사된다고 하더라도, 생체 조직에 도포되는 형광 물질(광 감수성 물질)의 종류에 따라 다양한 파장 대역의 방출광이 생성될 수 있으며, 다양한 파장 대역의 방출광은 제2채널에서 복수 개의 단위 필터링 물질에 의해 각각 필터링된 후 수광되어 선명한 형광 이미지를 구현할 수 있다.

[85] 일 예로, 제1채널 상의 액정층(154)에 1v의 전압이 인가되면, 제1채널 상의 액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 그대로 투과시킬 수 있다. 따라서 제1편광축(151-1)으로 편광된 광은 제2편광층(157)을 투과하지 못하게 된다(제1채널 패쇄). 제1채널 상의 액정층(154)에 5v의 전압이 인가되면, 제1채널 상의 액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 제2편광축(157-1)으로 편광시킬 수 있다. 따라서 제2편광축(157-1)으로 편광된 광은 제2편광층(157)을 투과하게 된다(제1채널 개방). 그 결과, 명시야 영상을 구현하기 위한 제1광원(120)의 출사광은 제1채널을 통해 이미지 센서(160)로 조사될 수 있다(도 7 참조).

[86] 또한, 제2채널은 3개의 단위 채널로 구분될 수 있다. 이 경우, 제2채널의 3개의 단위 채널 중 하나는 적색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널일 수 있고, 적색 파장 대역의 광을 선택적으로 투과시키는 단위 필터링 물질이 배치될 수 있다. 또한, 제2채널의 3개의 단위 채널 중 다른 하나는 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널일 수 있고, 녹색 파장 대역의 광을 선택적으로 투과시키는 단위 필터링 물질이 배치될 수 있다. 또한, 제2채널의 3개의 단위 채널 중 나머지 하나는 청색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널일 수 있고, 청색 파장 대역의 광을 선택적으로 투과시키는 단위 필터링 물질이 배치될 수 있다.

[87] 이 경우, 제2채널의 3개의 단위 채널 중 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널 상의 액정층(154)에 1v의 전압이 인가되면, 제2채널의 3개의 단위 채널 중 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널 상의 액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 그대로 투과시킬 수 있다. 따라서 제1편광축(151-1)으로 편광된 광은 제2편광층(157)을 투과하지 못하게 된다(제2채널의 3개의 단위 채널 중 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널 패쇄). 제2채널의 3개의 단위 채널 중 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널 상의 액정층(154)에 5v의 전압이 인가되면, 제2채널의 3개의 단위 채널 중 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널 상의 액정층(154)의 액정은 제1편광축(151-1)으로 편광된 광을 제2편광축(157-1)으로 편광시킬 수 있다. 따라서 제2편광축(157-1)으로 편광된 광은 녹색 파장 대역의

광을 투과시키는 단위 필터링 물질에 의해 필터링된 후, 제2편광층(157)을 투과하게 된다(제2채널의 3개의 단위 채널 중 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널 개방). 그 결과, 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 제2광원(130)의 출사광은 제2채널의 3개의 단위 채널 중 녹색 파장 대역의 형광 영상을 구현하기 위한 채널을 통해 이미지 센서(160)로 조사될 수 있다(도 8 참조). 상술한 바와 동일한 원리로, 적색 파장 대역의 형광 영상과 청색 파장 대역의 형광 영상도 구현될 수 있다.

[88]

[89] 이미지 센서(160)는 액정 패널(150)의 후방에 배치될 수 있다. 이미지 센서(160)는 제2기판(180)에 실장될 수 있다. 이미지 센서(160)에는 액정 패널(150)을 투과한 광이 조사될 수 있다.

[90]

[91] 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경의 작동을 설명하면, 본체(30)의 전자 제어 유닛에 의해, 액정 패널(150)의 복수 개의 픽셀 중 적어도 일부의 픽셀에서, 제1채널과 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방될 수 있다. 또한, 제1채널과 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되는 것에 맞추어(동기화), 제1광원(120)과 제2광원(130)이 주기적으로 상호 교번하며 광을 출사할 수 있다. 즉, 제1채널이 개방되는 경우, 제1광원(120)이 광을 출사(On)하고 제2광원(130)이 광을 출사하지 않을 수 있다(Off). 또한, 제2채널이 개방되는 경우, 제1광원(120)이 광을 출사하지 않고(Off) 제2광원(130)이 광을 출사할 수 있다(On).

[92] 제1채널과 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되므로, 실시간으로 동기화되는 명시야 영상(도 12의 (1))과 형광 영상(도 12의 (2))을 얻을 수 있고, 본체(30)의 전자 제어 유닛은 사람이 인식할 수 없는 속도로 교번하는 명시야 영상을 합성하여 합성 영상(도 12의 (3))을 생성하며 본체(30)의 디스플레이 패널에서는 이러한 합성 영상이 재생될 수 있다.

[93] 또한, 복수 개의 픽셀 중 일부의 픽셀에서만, 제1채널과 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방될 수도 있다. 즉, 전체적인 생체 조직은 시인성이 좋은 명시야 영상으로 재생(제1채널만 개방)하고, 병변 부위(타겟 지점, Target portion, 도 12의 (3) 참조)는 정밀한 진단을 수행할 수 있는 형광 영상(제1채널과 제2채널을 주기적으로 상호 교번하며 개방)으로 재생할 수도 있다.

[94] 나아가 제2채널은 복수 개의 단위 채널로 구분될 수 있고, 제2채널이 개방될 때, 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 1개의 채널이 개방되거나 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방될 수 있다.

[95] 그 결과, 사용자는 합성 영상에서 형광 영상의 파장 대역을 선택할 수 있고, 나아가 명시야 영상과 복수 개의 파장 대역을 가진 형광 영상이 실시간으로 동기화된 합성 영상을 시청할 수도 있다.

[96] 이 경우, 다양한 채널이 교번하며 개방되는 주기는 사람이 인식할 수 없는

속도로 교번하는 15Hz 이상일 수 있다.

[97] 한편, 영상을 빠르게 교번하는 것은 합성 영상(동시검출)을 만들기 위한 것으로, 경우에 따라서는 합성 영상이 아닌 다양한 파장 대역의 영상이 느린 주기로 교번하도록 재생(교대검출)하는 것이 효과적인 경우가 있다. 이 경우, 다양한 채널이 교번하며 개방되는 주기는 15Hz 미만일 수 있다.

[98] 한편, 사용자는 모드를 선택하여, 제1모드에서는 동시검출로 재생되는 영상을 관찰하고, 제2모드에서는 교대검출로 재생되는 영상을 관찰할 수도 있다.

[99] 일 실시예로, 명시야 영상과 형광 영상이 동시검출이 아닌 교대검출로 재생되는 경우, 하나의 광원은 영상을 구현하여 몸 속의 병변 부위를 확인할 수 있는 용도로 사용되고, 나머지 광원은 광역학 치료(PDT) 또는 광열 치료(PTT)를 위한 광원 램프로 사용될 수 있다.

[100] 예를 들어, 제1광원(120)에 의해 구현된 명시야 영상을 통해 몸 속의 병변 부위를 확인하고, 제2광원(130)을 광원 램프로 사용하여 해당 병변 부위에 빛을 조사함으로써 광열/광역학 치료를 수행할 수 있다.

[101]

[102] 한편, 본 발명의 의료용 내시경(1000)은 현미경 형태로 구현(미도시)될 수도 있다. 이 경우, 본 발명의 의료용 내시경은 "의료용 현미경"으로 호칭될 수 있다. 또한, 본체는 디스플레이 패널과 전자 제어 유닛 외에 "대물 렌즈"를 더 포함할 수 있다. 또한, 케이블에는 광 섬유가 내장되어, 광학계를 형성할 수 있고, 광 라인과 같은 기능을 수행할 수 있다. 즉, 케이블은 광원의 출사광을 생체 조직으로 가이드하고, 생체 조직에서 반사된 광을 이미지 센서로 가이드하는 광 통로로 활용될 수 있다. 또한, 케이블과 대물 렌즈와 내시경용 헤드는 광학적으로 연결될 수 있다. 이 경우, 내시경용 헤드(100)는 "현미경용 헤드"로 호칭될 수 있다.

[103]

[104] 한편, 본 발명의 내시경용 헤드(100)는 캡슐 형태로 구현(미도시)될 수도 있다. 이 경우, 본 발명의 내시경용 헤드(100)는 "캡슐 내시경"으로 호칭될 수 있다. 나아가 의료용 내시경의 본체와 케이블은 생략될 수 있다. 사용자는 무선 단말기를 이용하여, "캡슐 내시경"을 전자적으로 제어할 수 있다.

[105]

[106] [제2실시예]

[107] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 제2실시예의 의료용 내시경(미도시)을 설명한다. 본 발명의 제2실시예의 의료용 내시경에는 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경(1000)이 유추되어 적용될 수 있다. 다만, 본 발명의 제2실시예의 내시경용 헤드(200)는 본 발명의 제1실시예의 의료용 내시경 헤드(100)와 상이한 기술적 특징을 가진다. 이하, 본 발명의 제2실시예의 내시경용 헤드(200)에 대해 설명한다.

[108]

[109] 도 9를 참조하면, 내시경용 헤드(200)는 광원(210)에 액정 패널(220)이 적층되어 배치된 것을 제외하고, 케이스, 광학 렌즈, 이미지 센서, 제1기판 및 제2기판은 본 발명의 제1실시예의 내시경용 헤드(100)의 케이스(110), 광학 렌즈(140), 이미지 센서(160), 제1기판(170) 및 제2기판(180)과 실질적으로 동일한 특징을 가진다.

[110]

[111] 광원(210)에는 광을 출사하는 모든 종류의 광원이 사용될 수 있다. 일 예로, 광원(210)은 LD(Light Diode) 또는 LED(Light Emitting Diode)일 수 있다. 한편, 광원(210)의 전방에는 활성(Excitation) 필터가 배치되어, 형광 물질이 도포된 생체 조직이 특정 파장 대역의 광을 흡수(일 예로, 청색 파장 대역의 광)할 수 있고, 특정 파장 대역의 광(일 예로, 녹색 파장 대역의 광)을 방출하도록 할 수 있다. 이 경우, 활성 필터는 광원(210)과 액정 패널(220)의 사이에 배치될 수 있다.

[112] 광원(210)은 복수 개로 존재할 수 있다. 광원(210)은 제1기판에 실장될 수 있다. 광원은 전방으로 광을 출사할 수 있다. 광원에서 출사된 광은 생체 조직에서 반사된 후, 광학 렌즈를 투과하여 이미지 센서로 조사될 수 있다. 광원(210)은 백색 파장 대역의 광을 출사할 수 있다. 광원(210)의 전방에는 액정 패널(220)이 배치될 수 있다. 그 결과, 광원(210)의 출사광은 백색 파장 대역의 광을 그대로 출사되어 명시야 영상을 구현할 수도 있고, 청색 파장 대역의 광 등으로 필터링되어 다양한 형광 영상을 구현할 수도 있다. 즉, 제2실시예에서는 제1실시예에서와 달리 형광 영상을 구현하기 위한 제2광원이 생략되었으며, 광원의 전방에 액정 패널이 배치되어, 출사광의 파장 대역을 제어할 수 있다.

[113]

[114] 액정 패널(220)은 광원(210)의 전방에 배치될 수 있다. 액정 패널(220)은 광원(210)의 개수와 일대일로 대응되도록 복수 개로 존재할 수 있다. 제2실시예의 액정 패널(220)에는 제1실시예의 액정 패널(150)이 준용될 수 있다.

[115] 즉, 제2실시예의 액정 패널(220)은 제1실시예의 액정 패널(150)과 마찬가지로, 복수 개의 픽셀이 형성될 수 있으며, 복수 개의 픽셀의 각각은 제1채널과 제2채널로 구분될 수 있다. 또한, 복수 개의 픽셀 중 적어도 일부의 픽셀에서는 제1채널과 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방될 수 있다. 또한, 제2채널은 복수 개의 단위 채널로 구분될 수 있고 필터링 물질은 복수 개의 단위 필터링 물질로 구분될 수 있고, 복수 개의 단위 필터링 물질의 각각은 상호 중첩되지 않도록 제2채널의 복수 개의 단위 채널에 배치될 수 있다. 또한, 제2채널이 개방될 때, 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 1개의 채널이 개방되거나 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방될 수 있다.

[116] 나아가 도 10과 도 11을 참조하면, 제2실시예의 액정 패널(220)은 제1실시예의 액정 패널(150)과 마찬가지로, 제1채널이 개방될 때 명시야 영상을 구현하기 위한 백색 파장 대역의 광이 생성될 수 있고(도 10 참조), 제2채널이 개방될 때 형광 영상을 구현하기 위한 적색 파장 대역의 광이나 녹색 파장 대역의 광이나

청색 파장 대역의 광 등을 출사할 수 있다.

[117]

[118] 상술한 바를 종합하면, 본 발명의 제2실시예의 내시경용 헤드(200)은 광원(210)이 백색 파장 대역의 광을 출사하는 백라이트 기능을 수행하며, 광원(210)의 전방에 액정 패널(220)이 배치되어, 백색 파장 대역의 광 외에 다양한 파장 대역의 광을 구현할 수 있다. 그 결과, 제1실시예의 내시경용 헤드(100)와 실질적으로 동일한 효과를 가질 수 있다.

[119]

[120] 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, 제한적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

청구범위

[청구항 1] 전방으로 광을 출사하는 제1광원과 제2광원;
상기 제1광원과 상기 제2광원의 후방에 배치되는 광학 렌즈;
상기 광학 렌즈의 후방에 배치되고, 복수 개의 픽셀이 형성되는 액정 패널; 및
상기 액정 패널의 후방에 배치되는 이미지 센서를 포함하고,
상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀의 각각은 제1채널과 제2채널로 구분되고, 상기 제2채널 상에는 파장 대역에 따라 선택적으로 광을 투과시키는 필터링 물질이 배치되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 광학 렌즈는 렌즈 홀더와, 상기 렌즈 홀더에 고정되는 복수 개의 렌즈를 포함하며, 상기 복수 개의 렌즈는 광축을 형성하는 렌즈 어레이인 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 3] 제1항에 있어서,
상기 제1광원과 상기 제2광원은 상호 다른 파장 대역의 광을 출사하고,
상기 제2광원의 전방에는 활성 필터가 배치되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 제1광원은 백색 파장 대역의 광을 출사하고, 상기 제2광원은 청색 파장 대역의 광을 출사하는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 5] 제1항에 있어서,
상기 제1광원 및 상기 제2광원 중 하나의 광원은 광역학 치료(Photodynamic Therapy, PDT) 또는 광열 치료 (Photothermal Therapy, PTT)를 위해 사용되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 6] 제1항에 있어서,
상기 액정은,
제1편광축을 가지는 제1편광층;
상기 제1편광층의 후방에 배치되는 투명층;
상기 투명층의 후방에 배치되는 전극층;
상기 전극층의 후방에 배치되는 액정층;
상기 액정층의 후방에 배치되고, 상기 필터링 물질이 배치되는 필터층; 및
상기 필터층의 후방에 배치되고, 제2편광축을 가지는 제2편광층을 포함하고, 상기 전극층은 상기 액정층에 전원을 인가하는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 7] 제6항에 있어서,
상기 투명층과 상기 필터층은 유리 기판이며, 상기 전극층은 광 투과성 재질로 형성되는 투명 전극을 포함하는 것을 특징으로 하는 내시경용

헤드.

[청구항 8] 제1항에 있어서,
상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀 중 적어도 일부의 픽셀에서는 상기 제1채널과 상기 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 9] 제8항에 있어서,
상기 제1채널과 상기 제2채널이 상호 교번하며 개방되는 주기는 15Hz 이상인 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 10] 제1항에 있어서,
상기 제2채널은 복수 개의 단위 채널로 구분되고, 상기 필터링 물질은 투과광의 파장 대역이 상호 다른 복수 개의 단위 필터링 물질로 구분되고, 상기 필터링 물질의 복수 개의 단위 필터링 물질의 각각은 상호 중첩되지 않도록, 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널에 배치되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 11] 제10항에 있어서,
상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀 중 적어도 일부의 픽셀에서는 상기 제1채널과 상기 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되고,
상기 제2채널이 개방될 때, 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 1개의 채널이 개방되거나 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 12] 제11항에 있어서,
상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 1개의 채널이 개방되는 경우,
상기 제1채널과 상기 제2채널이 상호 교번하며 개방되는 주기는 15Hz 이상이고,
상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방되는 경우, 상기 제1채널과 상기 제2채널의 복수 개의 단위 채널 중 적어도 2개의 채널이 상호 교번하며 개방되는 주기는 15Hz 이상인 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 13] 전방으로 광을 출사하는 광원;
상기 광원의 전방에 배치되고, 복수 개의 픽셀이 형성되는 액정 패널;
상기 광원의 후방에 배치되는 광학 렌즈; 및
상기 광학 렌즈의 후방에 배치되는 이미지 센서를 포함하고,
상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀의 각각은 제1채널과 제2채널로 구분되고, 상기 제2채널 상에는 파장 대역에 따라 선택적으로 광을 투과시키는 필터링 물질이 배치되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 14] 제13항에 있어서,
상기 광원은 백색 파장 대역의 광을 출사하고, 상기 광원의 출사광의 파장 대역은 상기 액정 패널의 제1채널을 투과하는 경우 변경되지 않고 상기

액정 패널의 제2채널을 투과하는 경우 변경되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

[청구항 15] 제13항에 있어서,
상기 액정 패널의 복수 개의 픽셀의 중 적어도 일부의 픽셀에서는 상기 제1채널과 상기 제2채널이 주기적으로 상호 교번하며 개방되는 것을 특징으로 하는 내시경용 헤드.

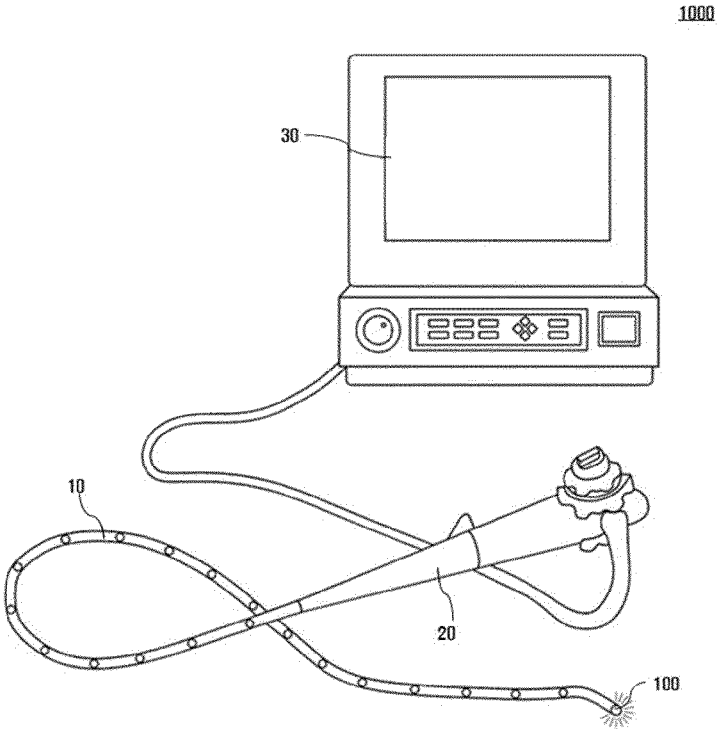
[청구항 16] 디스플레이 패널이 배치되고, 전자 제어 유닛이 내장되는 본체;
상기 본체에서 일측으로 연장되는 케이블; 및
상기 케이블과 광학적으로 연결되는 제1항 내지 제12항 중 어느 한 항의 내시경용 헤드를 포함하고,
상기 본체의 전자 제어 유닛은 상기 케이블을 통해 제1광원 및 제2광원과 액정 패널과 전기적으로 연결되어 상기 제1광원과 상기 제2광원과 상기 액정 패널을 전자 제어하고, 상기 케이블을 통해 이미지 센서와 전기적으로 연결되어 상기 본체의 디스플레이 패널에서 명시야 영상과 형광 형상이 주기적으로 상호 교번되는 합성 영상을 재생하는 것을 특징으로 하는 의료용 내시경.

[청구항 17] 디스플레이 패널이 배치되고, 전자 제어 유닛이 내장되는 본체;
상기 본체에서 일측으로 연장되는 케이블; 및
상기 케이블과 광학적으로 연결되는 제13항 내지 제15항 중 어느 한 항의 내시경용 헤드를 포함하고,
상기 본체의 전자 제어 유닛은 상기 케이블을 통해 광원과 액정 패널과 전기적으로 연결되어 상기 광원과 상기 액정 패널을 전자 제어하고 상기 케이블을 통해 이미지 센서와 전기적으로 연결되어 상기 본체의 디스플레이 패널에 적어도 일부에서 명시야 영상과 형광 영상이 주기적으로 상호 교번되는 합성 영상을 재생하는 것을 특징으로 하는 의료용 내시경.

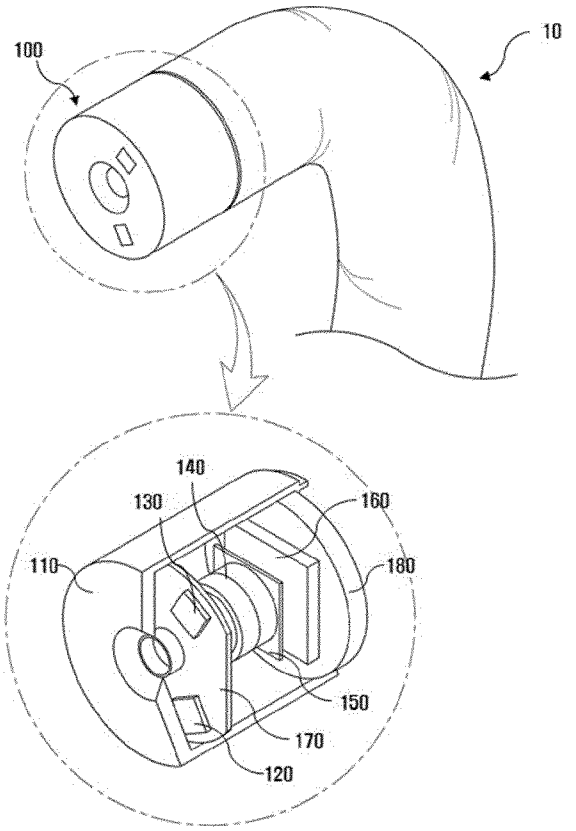
[청구항 18] 대물 렌즈가 배치되는 본체; 및
제1항 내지 제12항 중 어느 한 항의 내시경용 헤드를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 현미경.

[청구항 19] 대물 렌즈가 배치되는 본체; 및
제13항 내지 제15항 중 어느 한 항의 내시경용 헤드를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 현미경.

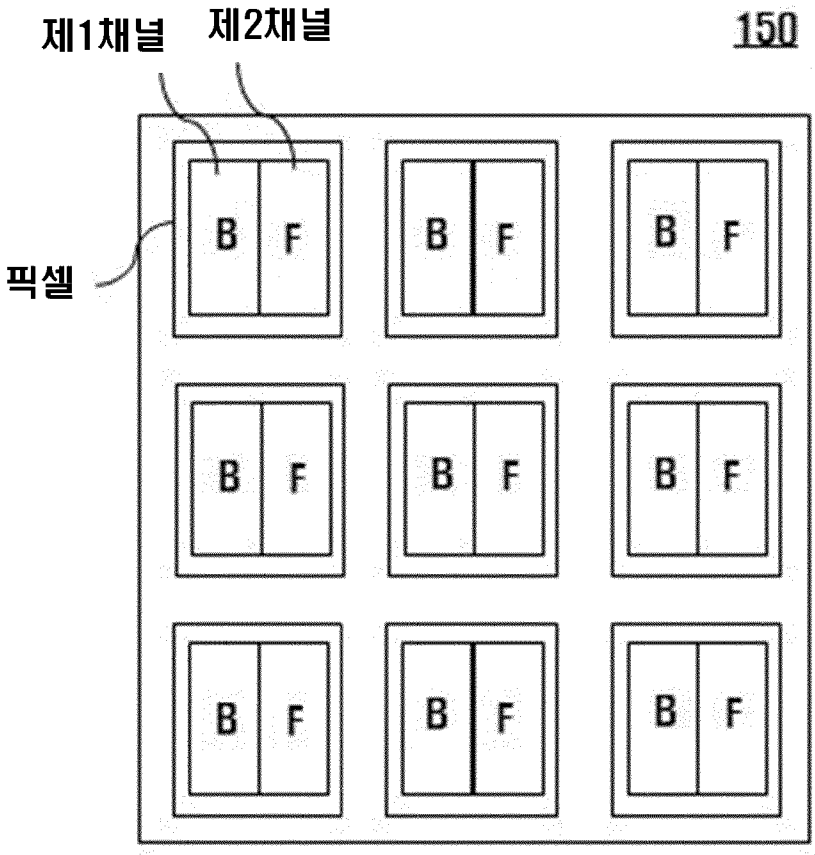
[도1]



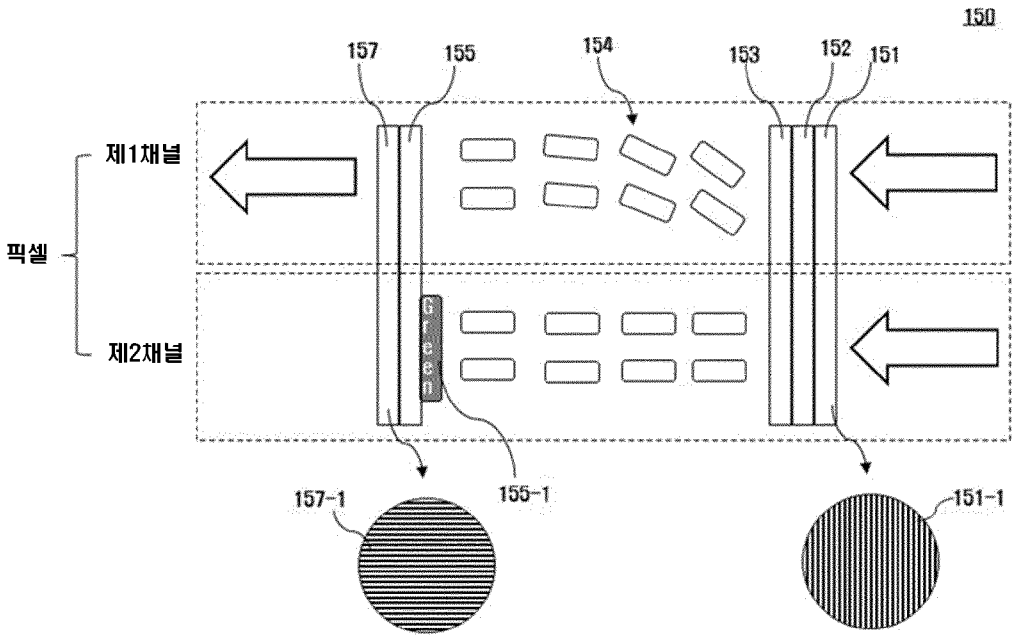
[도2]



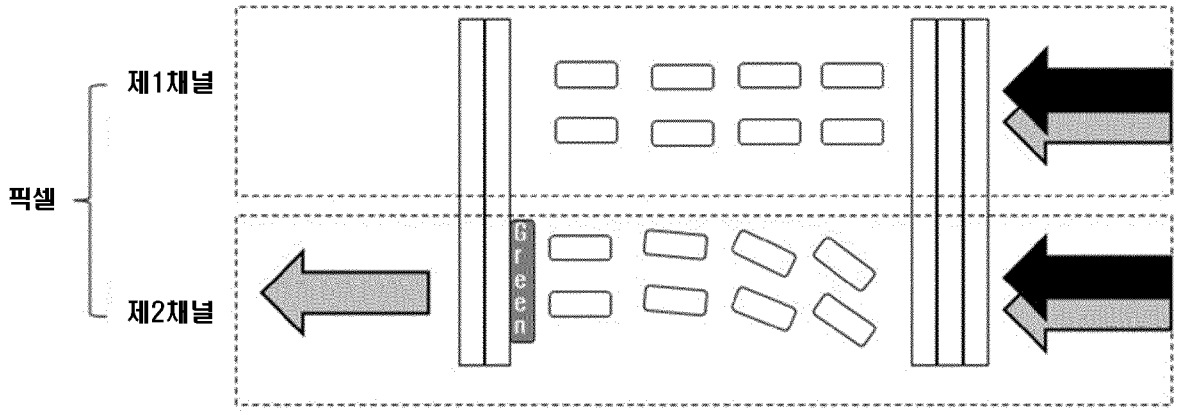
[도3]


제1채널
제2채널
150
픽셀
B
F

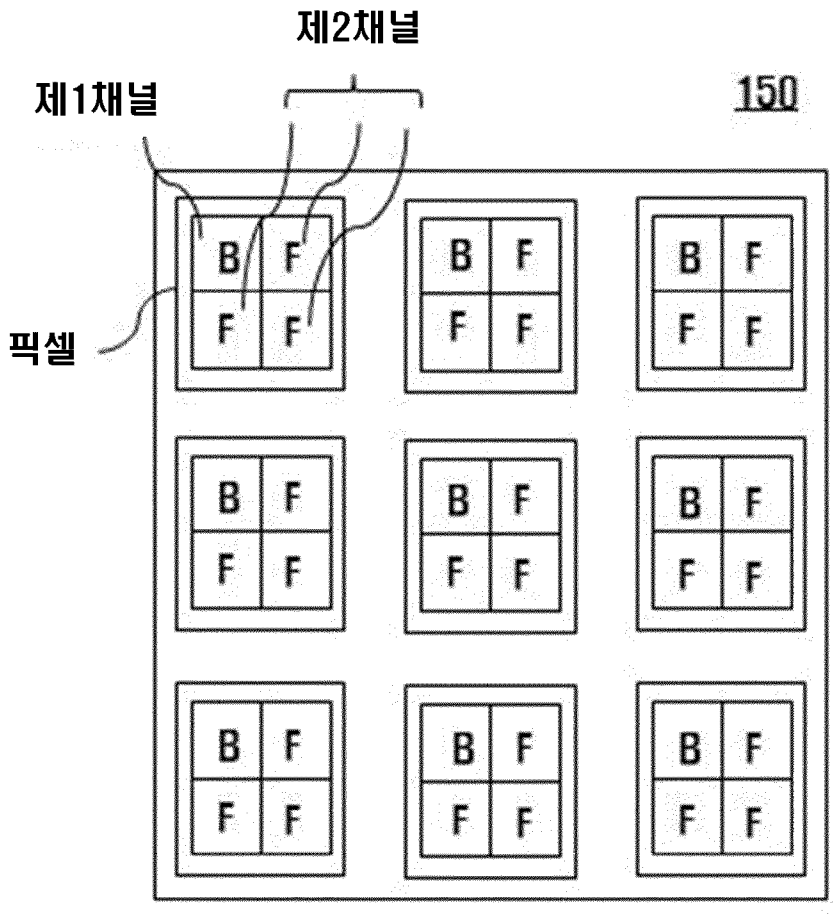
[도4]


150
157
155
154
153
152
151
제1채널
픽셀
제2채널
157-1
155-1
151-1

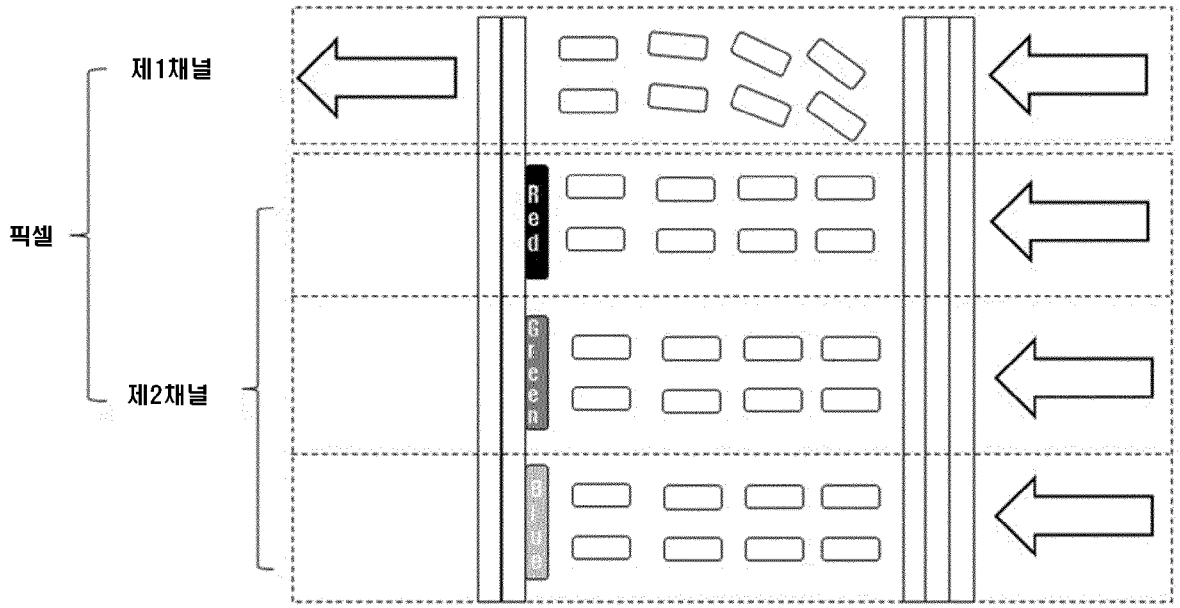
[도5]



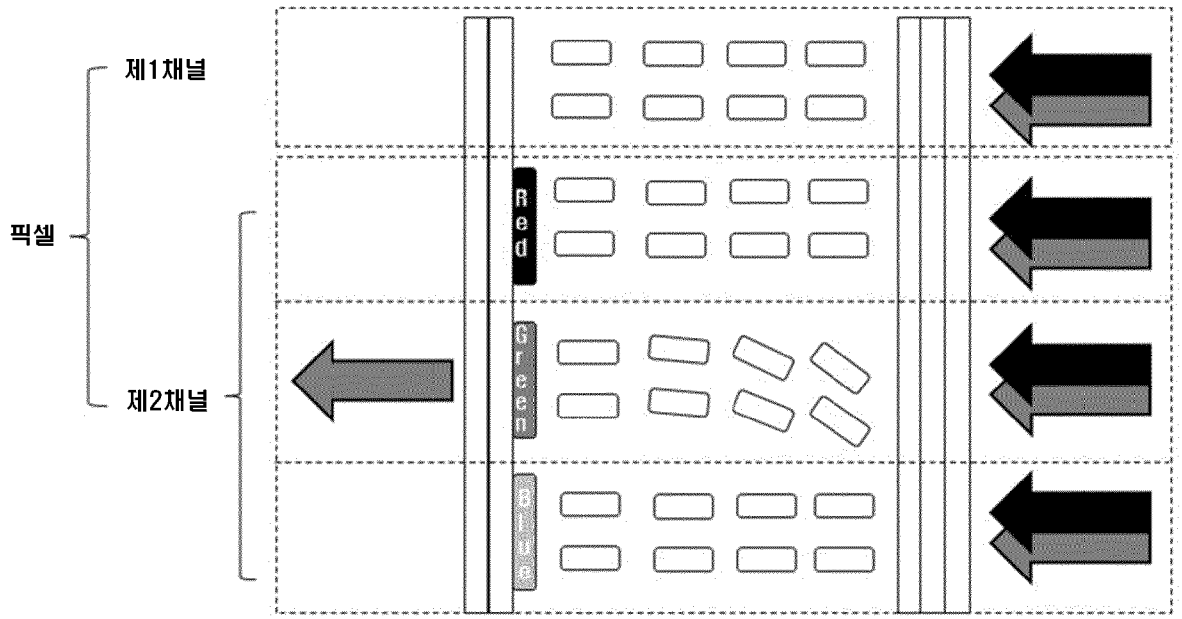
[도6]



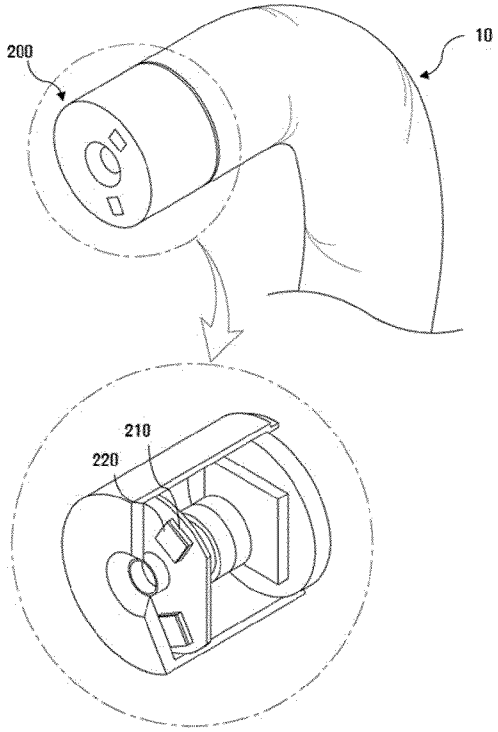
[도7]



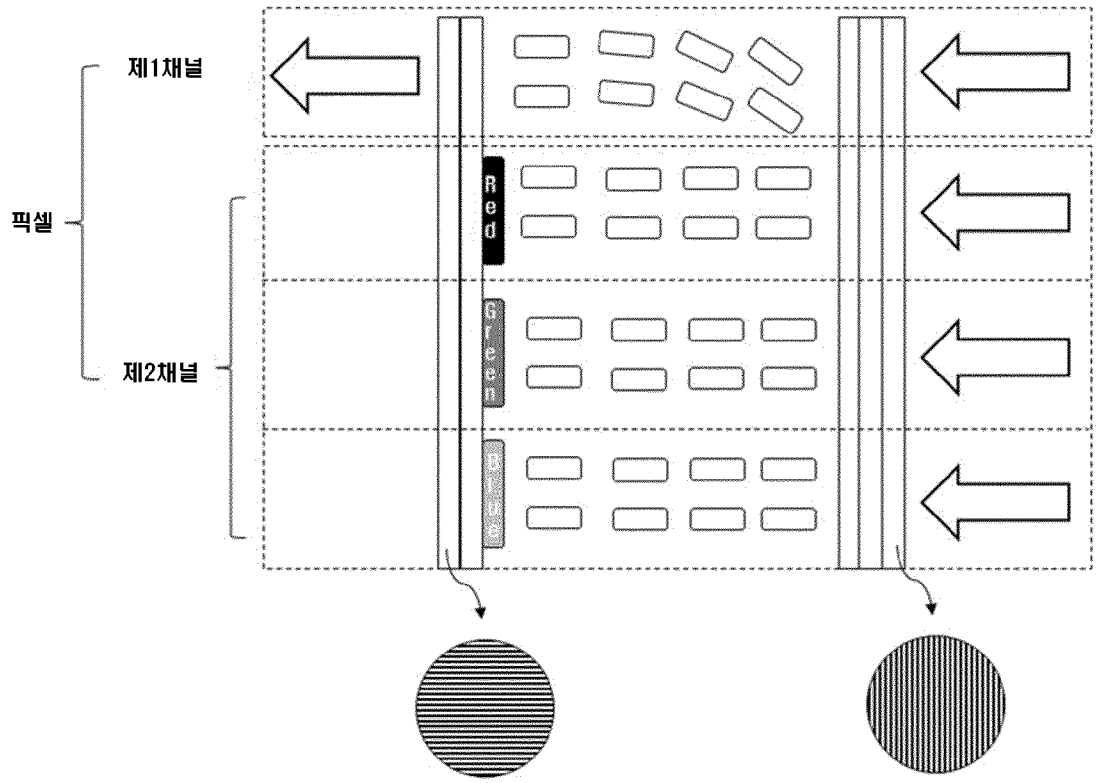
[도8]



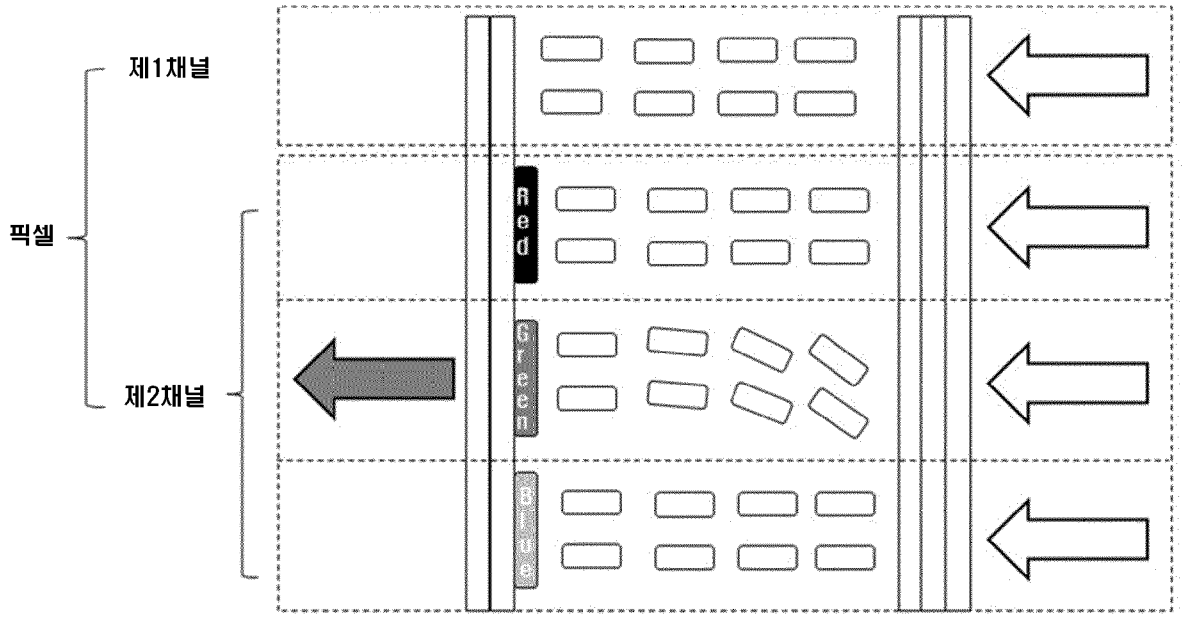
[도9]



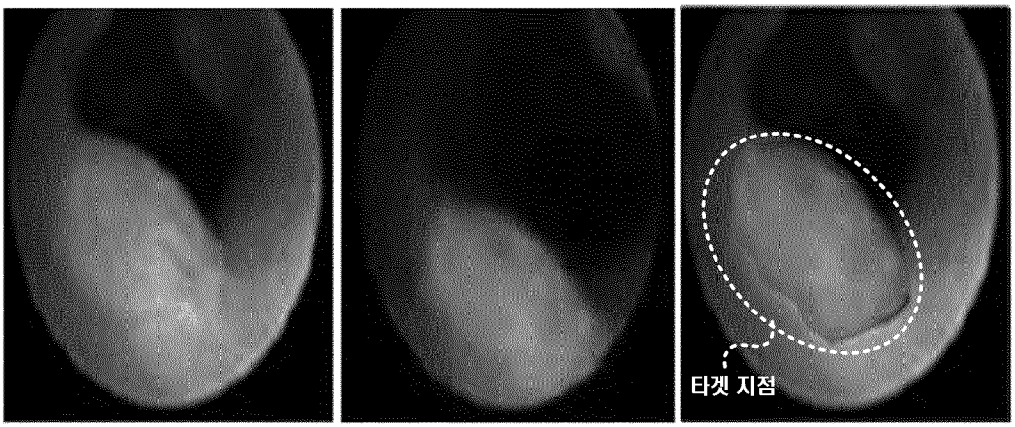
[도10]



[도11]



[도12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2019/009258

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 1/00(2006.01)i, A61B 1/04(2006.01)i, A61B 1/06(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 1/00; A61B 1/04; A61B 1/06; G02B 23/26; G02B 6/00; G02F 1/383

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Korean utility models and applications for utility models: IPC as above
Japanese utility models and applications for utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: endoscope, lens, liquid crystal, filter

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-120703 A (HOYA CORP.) 23 June 2011 See paragraphs [16], [17], [24], [28], claim 1 and figure 1.	1-19
Y	KR 10-2012-0114895 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 17 October 2012 See claims 1, 5, 6, 11 and figure 1.	1-19
Y	JP 2008-501130 A (SCHOTT AG.) 17 January 2008 See paragraph [58] and claim 28.	18,19
A	JP 2005-342223 A (OLYMPUS CORP.) 15 December 2005 See the entire document.	1-19
A	KR 10-2017-0063046 A (KOREA ELECTROTECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE) 08 June 2017 See the entire document.	1-19

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
28 OCTOBER 2019 (28.10.2019)	**29 OCTOBER 2019 (29.10.2019)**

Name and mailing address of the ISA/KR	Authorized officer
Korean Intellectual Property Office Government Complex Daejeon Building 4, 189, Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon, 35208, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-481-8578	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2019/009258

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 2011-120703 A	23/06/2011	None	
KR 10-2012-0114895 A	17/10/2012	US 2012-0257030 A1	11/10/2012
JP 2008-501130 A	17/01/2008	DE 102004026931 B3	22/12/2005
		DE 112005000888 A5	19/07/2007
		JP 2005-345474 A	15/12/2005
		US 2005-0265405 A1	01/12/2005
		US 2008-0304788 A1	11/12/2008
		US 7680379 B2	16/03/2010
		WO 2005-119355 A2	15/12/2005
		WO 2005-119355 A3	30/03/2006
JP 2005-342223 A	15/12/2005	None	
KR 10-2017-0063046 A	08/06/2017	None	

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2019/009258

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 1/00(2006.01)i, A61B 1/04(2006.01)i, A61B 1/06(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 1/00; A61B 1/04; A61B 1/06; G02B 23/26; G02B 6/00; G02F 1/383

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 내시경 (endoscope), 렌즈 (lens), 액정 (liquid crystal), 필터 (filter)

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	JP 2011-120703 A (HOYA CORP.) 2011.06.23 단락 [16],[17],[24],[28], 청구항 1 및 도면 1 참조.	1-19
Y	KR 10-2012-0114895 A (삼성전자주식회사) 2012.10.17 청구항 1,5,6,11 및 도면 1 참조.	1-19
Y	JP 2008-501130 A (SCHOTT AG) 2008.01.17 단락 [58] 및 청구항 28 참조.	18,19
A	JP 2005-342223 A (OLYMPUS CORP.) 2005.12.15 전체 문헌 참조.	1-19
A	KR 10-2017-0063046 A (한국전기연구원) 2017.06.08 전체 문헌 참조.	1-19

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

"A" 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

"D" 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌

"E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

"L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

"O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

"P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

"T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

"X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

"Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

"&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일	국제조사보고서 발송일
2019년 10월 28일 (28.10.2019)	2019년 10월 29일 (29.10.2019)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소
대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)
팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관
김연경
전화번호 +82-42-481-3325

국제조사보고서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2019/009258

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
JP 2011-120703 A	2011/06/23	없음	
KR 10-2012-0114895 A	2012/10/17	US 2012-0257030 A1	2012/10/11
JP 2008-501130 A	2008/01/17	DE 102004026931 B3	2005/12/22
		DE 112005000888 A5	2007/07/19
		JP 2005-345474 A	2005/12/15
		US 2005-0265405 A1	2005/12/01
		US 2008-0304788 A1	2008/12/11
		US 7680379 B2	2010/03/16
		WO 2005-119355 A2	2005/12/15
		WO 2005-119355 A3	2006/03/30
JP 2005-342223 A	2005/12/15	없음	
KR 10-2017-0063046 A	2017/06/08	없음	